

H Sniekermann

Düsseldorf 1978

AUS DER POLIKLINIK UND KLINIK FÜR ZAHN-, MUND-
UND KIEFERKRANKHEITEN DER UNIVERSITÄT DÜSSELDORF
WESTDEUTSCHE KIEFERKLINIK
DIREKTOR: PROF. DR. H. BÖTTGER

ENOSSALE IMPLANTATE IN DER PROTHETISCHEN ZAHNHEILKUNDE

KLINISCHE ERFAHRUNGEN UND TIEREXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN

HABILITATIONSSCHRIFT, VERFASST UND DER HOHEN MEDI-
ZINISCHEN FAKULTÄT DER UNIVERSITÄT DÜSSELDORF ZUR
ERLANGUNG DER VENIA LEGENDI FÜR DAS FACH DER ZAHN-,
MUND- UND KIEFERHEILKUNDE

VORGELEGT VON

DR. MED., DR. MED.DENT. HUBERTUS SPIEKERMANN



INHALTSVERZEICHNIS

Enossale Implantate in der prothetischen Zahnheilkunde, klinische Erfahrungen und tierexperimentelle Untersuchungen

KLINISCHER TEIL

<u>1.</u>	<u>Problemstellung</u>	S. 1 - 5
<u>2.</u>	<u>Fragen zur Nomenklatur</u>	S. 6 - 8
<u>3.</u>	<u>Historisches</u>	S. 8 - 13
<u>4.</u>	<u>Die heute gebräuchlichen Systeme</u>	S. 13 - 45
4.1.	Subperiostale Implantate	S. 14 - 17
4.2.	Intramucöse Implantate - Magnetimplantate	S. 17 - 19
4.2.1.	Intramucöse Implantate	S. 17 - 19
4.2.2.	Magnet-Implantate	S. 18 - 19
4.3.	Enossale Implantate	S. 19 - 45
4.3.1.	Enossale Metallimplantate	S. 20 - 36
4.3.1.1.	Nadelimplantate	S. 20 - 23
4.3.1.1.1.	Transdentale Fixation	S. 23 - 26
4.3.1.2.	Schraubenimplantate	S. 27 - 30
4.3.1.3.	Blattimplantate	S. 31 - 35
4.3.1.4.	Dreidimensionale Implantate	S. 35 - 36
4.3.2.	Enossale Kunststoff-Implantate	S. 36 - 39
4.3.3.	Kohlenstoff-Implantate	S. 39 - 40
4.3.4.	Keramik-Implantate	S. 40 - 45
4.3.4.1.	Bioinaktive Keramik- Al_2O_3 Keramik	S. 41 - 43
4.3.4.2.	Bioaktive Keramik	S. 43 - 45
<u>5.</u>	<u>Anforderungen an enossale Implantate</u>	S. 45 - 59
5.1.	Werkstoffkundliche Anforderungen	S. 45 - 57



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548220_0006

5.1.1.	Chemische Biokompatibilität	S. 45 - 51
5.1.1.1.	Metallösen	S. 46 - 47
5.1.1.2.	Korrosion	S. 47 - 51
5.1.2.	Funktionelle Biokompatibilität	S. 51 - 57
5.1.2.1.	Mechanisch-statische Materialeigenschaften	S. 51 - 53
5.1.2.2.	Mikro-morphologische Oberflächenbeschaffenheit	S. 53 - 55
5.1.2.3.	Implantatgeometrie	S. 55 - 57
5.2.	Klinisch-praktische Anforderungen an ein enossales Implantat	S. 57 - 58
5.3.	Tumorfrage	S. 58 - 59
<u>6.</u>	<u>Indikationen und Kontraindikationen bei enossalen Implantaten</u>	S. 59 - 76
6.1.	Kontraindikationen	S. 60 - 68
6.1.1.	Allgemeinmedizinische Kontraindikationen	S. 61 - 64
6.1.1.1.	Temporäre allgemeinmedizinische Kontraindikationen	S. 61
6.1.1.2.	Absolute allgemeinmedizinische Kontraindikationen	S. 61 - 64
6.1.2.	Zahnärztliche Kontraindikationen	S. 64 - 68
6.1.3.	Zahnärztlich abzuklärende Einschränkungen	S. 66 - 68
6.2.	Indikation zur zahnärztlichen Implantation	S. 68 - 77
6.2.1.	Totaler Zahnverlust im Unterkiefer	S. 69 - 73
6.2.2.	Ein- und beidseitige Freiendlücken im Unterkiefer	S. 73 - 74
6.2.3.	Weitspannige Schaltlücken im Unterkiefer	S. 74 - 75
6.2.4.	Einzelzahnverlust im Bereich der Oberkieferfront	S. 75 - 76
6.2.5.	Stabilisierung gelockerter einwurzeliger Zähne	S. 76 - 77
<u>7.</u>	<u>Prothetische Maßnahmen in Verbindung mit enossalen Implantaten</u>	S. 77 - 96
7.1.	Die definitive prothetische Versorgung	S. 78 - 89
7.1.1.	Lagerung und Abstützung des prothetischen Ersatzes	S. 78 - 82

7.1.2.	Statische Gesetzmäßigkeiten	S. 82 - 85
7.1.3.	Kauflächengestaltung	S. 85 - 88
7.1.4.	Okklusion	S. 88 - 89
7.2.	Die provisorische prothetische Versorgung	S. 89 - 96
7.2.1.	Knochenheilungsvorgänge bei Frakturen und Osteotomien	S. 90 - 93
7.2.2.	Knochenheilungsvorgänge bei enossalen Implantaten und ihre Konsequenz für die Praxis	S. 93 - 96
<u>8.</u>	<u>Nachuntersuchungsergebnisse bei enossalen Implantaten - eine Literaturübersicht -</u>	S. 96 - 99
<u>9.</u>	<u>Das klinische Vorgehen bei prothetisch - implantologischer Behandlung an der Kieferklinik Düsseldorf</u>	S. 99 - 130
9.1.	Vorbehandlung und Indikation	S. 100 - 102
9.1.1.	Vorbehandlung	S. 100 - 101
9.1.2.	Indikation	S. 101 - 102
9.2.	Vorgehen bei Totalersatz im Unterkiefer	S. 103 - 117
9.2.1.	Verwendung von Schraubenimplantaten	S. 103 - 106
9.2.1.1.	Provisorisch-prothetische Versorgung	S. 106 - 108
9.2.1.2.	Definitiv-prothetische Versorgung	S. 108 - 117
9.2.2.	Verwendung von Nadel-Implantaten	S. 117 - 119
9.3.	Vorgehen bei Brückenersatz im Unterkiefer	S. 120 - 127
9.3.1.	Provisorische Versorgung bei Brückenersatz	S. 120 - 122
9.3.2.	Der definitive Brückenersatz	S. 122 - 127
9.4.	Vorgehen bei Einzelzahnersatz im Oberkiefer	S. 127 - 129
9.5.	Nachsorge prothetisch-implantologisch behandelter Patienten	S. 129 - 130
<u>10.</u>	<u>Klinische Ergebnisse bei prothetisch-implantologisch behandelten Patienten</u>	S. 131 - 151
10.1.	Klinische Untersuchung	S. 132
10.2.	Indices	S. 132 - 134
10.3.	Totalversorgung im Unterkiefer mit Hilfe von Schraubenimplantaten	S. 134 - 138

10.4.	Totalversorgung im Unterkiefer mit Hilfe von Nadelimplantaten	S. 139 - 140
10.5.	Brückenersatz im Unterkiefer	S. 141 - 147
10.6.	Einzelzahnersatz im Bereich der Oberkieferfront	S. 147
10.7.	Transdentale Fixation	S. 148 - 149
10.8.	Defektprothetische Behandlung	S. 150 - 151
<u>11.</u>	<u>Diskussion</u>	S. 152 - 169

EXPERIMENTELLER TEIL

<u>12.</u>	<u>Problemstellung</u>	S. 170 - 174
13.	<u>Die Beeinflussung der Knochenbildung durch elektrische Potentiale</u>	S. 174 - 185
13.1.	Das Wolff'sche Gesetz	S. 174 - 176
13.2.	Piezoelektrizität	S. 176 - 178
13.3.	Klinische Anwendung des piezoelektrischen Effektes	S. 179 - 185
13.3.1.	Die Applikation von Gleichstrom	S. 179 - 180
13.3.2.	Die Applikation elektro-magnetischer Wechsel-potentiale (Verfahren Kraus-Lechner)	S. 180 - 185
<u>14.</u>	<u>Material und Methode</u>	S. 185 - 200
14.1.	Material	S. 185 - 187
14.1.1.	Tiere	S. 185 - 186
14.1.2.	Implantate	S. 186 - 187
14.2.	Methode	S. 188 - 200
14.2.1.	Spezielle Versuchsanordnung	S. 188 - 192
14.2.2.	Kontrollen und Bewegungsmessungen	S. 192 - 193
14.2.3.	Polychrome Sequenzmarkierung	S. 194 - 195
14.2.4.	Abschluß des Experiments	S. 196
14.2.5.	Verarbeitung der Knochenpräparate	S. 196 - 200
<u>15.</u>	<u>Ergebnisse</u>	S. 200 - 237
15.1.	Klinische Befunde	S. 200 - 215
15.1.1.	Schleimhautbefunde	S. 200 - 201

15.1.2.	Beweglichkeitsmessungen	S. 202 - 212
15.1.3.	Röntgenologische Befunde	S. 213 - 215
15.2.	Histologische Ergebnisse	S. 216 - 237
15.2.1.	Fluoreszenzmikroskopie	S. 217 - 229
15.2.2.	Lichtmikroskopie	S. 230 - 237
<u>16.</u>	<u>Diskussion</u>	S. 238 - 250
<u>17.</u>	<u>Zusammenfassung</u>	S. 251 - 252
<u>18.</u>	<u>Danksagung</u>	S. 253 - 254
<u>19.</u>	<u>Anhang - Tabellen</u>	S. 255 - 259
<u>20.</u>	<u>Literaturverzeichnis</u>	S. 1 - 49

Enossale Implantate in der prothetischen Zahnheilkunde

Klinische Erfahrungen und tierexperimentelle Untersuchungen

1. Problemstellung

Seit Beginn der 70iger Jahre wird die Anwendung verschiedener Formen enossaler Implantate bei der zahnärztlich-prothetischen Versorgung von partiell- oder total unbezahnten Patienten in Deutschland empfohlen (GRAFELMANN 1970, PRUIN 1970, SANDHAUS 1971). Mit Hilfe der im Alveolarknochen des Unter- oder Oberkiefers befestigten Implantate, die mit einem Zapfen das Mundhöhlenepithel perforieren und die deshalb auch als "offene Implantate" oder "Halb-Implantate" bezeichnet werden, sollen künstliche Pfeiler zur Befestigung von Zahnersatz geschaffen werden.

Versuche, Fremdmaterial als Zahnersatz oder zur Aufnahme von Zahnersatz in den Kiefer einzubringen sind schon alt und wurden über Jahrzehnte und Jahrhunderte in modifizierter Form immer wieder unternommen, letztlich aber aufgrund einer großen Zahl von Mißerfolgen wieder verlassen. Die außergewöhnlichen Fortschritte der Materialforschung und - im zahnmedizinischen Bereich - der zahnärztlichen Prothetik und der Zahntechnik haben jedoch heute den Boden bereitet, um einen erfolgversprechenden Versuch in dieser Richtung nochmals zu unternehmen.

Die Problematik der heute propagierten und für die praktisch klinische Anwendung empfohlenen enossalen Implantatsysteme läßt sich im wesentlichen auf drei Punkte zusammenfassen:

1. Probleme der alloplastischen Implantation in werkstoffkundlich - biologischer Hinsicht,
2. Probleme der offenen Implantation in der Mundhöhle,
3. Probleme der provisorisch- und definitiv- prothetischen Versorgung nach Eingliederung enossaler Implantate.

ad. 1: Die Frage nach dem für ein Dentalimplantat zweckmäßigsten Material (Metall, Kunststoff, Glaskohle, Keramik u.a.) wird von wissenschaftlicher Seite unterschiedlich beurteilt. Bisher konnte sich nicht herauskristallisieren, welches Implantat-Material bei der speziellen Anwendung im Kieferbereich die meisten Vorteile oder besser die wenigsten Nachteile bietet.

ad. 2: Die ständige Perforation des Mundhöhlenepithels im Bereich des Implantatpfostens und damit die Unterbrechung der ektodermalen Integrität (SCHULTE 1976), die von einigen Autoren als der eigentliche Locus minoris resistentiae der offenen Implantate in der Mundhöhle angesehen wurde, hat sich nicht als der eigentliche Schwachpunkt der Dentalimplantate herausgestellt. Das Mundhöhlenepithel lagert sich primär manschettenartig dem Implantatpfeiler an und dichtet - vergleichbar mit dem Parodontium des Zahnes - das mesenchymale Lagergewebe gegenüber der keimbeladenen Mundhöhle ab (MAEGLIN und KALLENBERGER 1957, HOPPE 1961, REES 1966, GROHMANN 1969, PRUIN 1978).

ad. 3: Grundlegende Bedingung für den längerfristigen Erfolg eines enossalen Implantates ist seine Lagestabilität, d.h. seine feste Fixierung im

Alveolarknochen und damit zusammenhängend seine Unverschieblichkeit gegenüber der umgebenden Gingiva im Bereich der Schleimhautperforationsstelle. Ähnlich wie beim parodontal geschädigten Zahn stellt jede übermäßige Beweglichkeit eines Implantates eine wesentliche Ursache für entzündliche Infiltrationen und für ein Epitheltiefenwachstum und damit für den frühzeitigen Verlust dar (MÜHLEMANN 1975).

Für die Lagestabilität eines enossalen Implantates im Knochen ist die korrekte chirurgische Einbringung des Implantates in den Kieferknochen und die anschließende prothetische Versorgung des Implantates entscheidend. Da der chirurgische Eingriff in der Regel keine größeren Schwierigkeiten bereitet, stehen zahnärztlicherseits in dieser Hinsicht Fragen der zweckmäßigen prothetischen Versorgung der im Knochen verankerten Implantate im Vordergrund. Die Mehrzahl der implantologisch tätigen Autoren macht heute für Mißerfolge mit Implantaten prothetische Fehler verantwortlich (CRANIN 1970, SCHWINDLING 1970, LASS 1972, BÖTTGER 1973, TETSCH 1973, HAKKAK und LOTZKY 1973, KANTH 1974, SANDHAUS 1975, PRUIN 1978 u.a.).

Trotz dieser Erkenntnis wurden bisher nur von wenigen Autoren klare Gesamt-Konzepte sowohl hinsichtlich der prothetischen Indikation als auch zur zweckmäßigen prothetischen Versorgung von enossalen Implantaten vorgelegt. Die den Themenkreis der Dentalimplantologie betreffende Literatur der letzten Jahre war in erster Linie gekennzeichnet durch eine große Zahl kasuistischer und methodisch-chirurgischer Beiträge, die nur einen groben und undifferenzierten Überblick über das zweckmäßige praktisch-prothetische

Vorgehen vermitteln konnten.

In der prothetischen Abteilung der Kieferklinik Düsseldorf werden seit 1970 enossale Implantationen durchgeführt. Seit dieser Zeit wurden vom Verfasser bei 124 Patienten - bei 97 Patienten bis heute erfolgreich - enossale Implantate eingegliedert und diese anschließend zahnärztlich-prothetisch rehabilitiert. Es handelte sich dabei um Patienten, bei denen die Herstellung eines Zahnersatzes mit konventionell-üblichen prothetischen Behandlungsmethoden aus anatomischen oder psychischen Gründen objektiv auf Schwierigkeiten stieß.

Die vorliegende Arbeit ist in zwei Teile gegliedert.

Schwerpunkte des ersten, klinischen Teils stellen dar:

1. Einen Überblick über die heute gebräuchlichen enossalen Implantationsverfahren und die bisher veröffentlichten Behandlungsergebnisse.
2. Eine Darstellung der an der Düsseldorfer Klinik entwickelten Behandlungsmaßnahmen bei der implantologisch-prothetischen Versorgung teil- und unbezahlter Patienten.
3. Eine Nachuntersuchung von 88 Patienten, die im Zeitraum von 1970 - 1976 vom Verfasser prothetisch-implantologisch behandelt wurden (insgesamt 115 Patienten, 27 Mißerfolge).

Der zweite, tierexperimentelle Teil der Arbeit soll einen Beitrag liefern zur Frage der knöchernen Einheilung enossaler Implantate unter kaufunktioneller Belastung.

An 12 Hunden (Beagle) wurde untersucht, ob die knöcherne Einheilung kaufunktionell über Brücken belasteter enossaler Implantate durch Applikation elektromagnetischer Wechselstrompotentiale (Verfahren KRAUS - LECHNER) zu beschleunigen und zu verbessern ist.

Es wurde weiterhin abzuklären versucht, inwieweit ein Zusammenhang besteht zwischen der klinischen Beweglichkeit (Lockerungsgrad) eines Implantates und der Ausbildung einer Bindegewebsmembran zwischen Implantat und Knochen

2. Fragen zur Nomenklatur

Unter "Dentaler Implantologie" wird die Einpflanzung fremder Strukturen in das Kiefergewebe zur Schaffung von Halte- und Stützelementen für den Ersatz verlorengegangener Kaueinheiten verstanden.

Enossale Dentalimplantate, die das Mundhöhlenepithel an einer, seltener an mehreren Stellen mit einem Pfosten oder Zapfen perforieren, werden als offene Implantate bezeichnet. Implantate, die mit der Mundhöhle nicht in direktem Kontakt stehen, sei es, daß sie unter der geschlossenen Schleimhautdecke liegen, oder daß sie als Stifte die natürliche Wurzel verlängern (transdentale Fixation), werden als geschlossene Implantate bezeichnet (PRUIN 1974). BEHRMANN (1955) und ACKERMANN (1969) unterscheiden dementsprechend zwischen Halb- und Vollimplantaten. LHOTSKY (1970) schlägt die Bezeichnung Hemithesen (= offen) und Endothesen (= geschlossen) vor.

Hinsichtlich der Herkunft der eingepflanzten Gewebe ist seit AXHAUSEN (1943) die Unterteilung in

Autoplastik (vom gleichen Organismus)

Homöoplastik (von einem anderen Individuum
der gleichen Spezies)

Heteroplastik (von einem Individuum anderer
Spezies)

und Alloplastik (Fremdstoffe) gebräuchlich.

Schon 1920 hatte EHRLICH unter dem Oberbegriff Odontoplastik zwischen

der Replantation (= Zahnrückverpflanzung), der Transplantation (=Zahnverpflanzung) und der Implantation (=Einpflanzung künstlicher Zahnwurzeln) unterschieden.

Unter Berücksichtigung neuerer Erkenntnisse der Immunbiologie wird bei Gewebetransplantationen heute zwischen dem Autotransplantat (Spender und Empfänger identisch), Isotransplantat (Spender und Empfänger isogenisch) und dem Xenotransplantat (Spender und Empfänger gehören verschiedenen Spezies an) unterschieden (HAMPHREY and WHITE 1971).

Von anderen Autoren (HOCK et al 1959, LAUTENBACH 1960, PAPE 1968, PEPPMEIER 1974) wurden weitere Vorschläge zur Definition und Nomenklatur bei Zahnplantationen gemacht.

Die einzelnen Teile der Dentalimplantate werden je nach Lage außerhalb oder innerhalb der Kiefergewebe unterschiedlich benannt. Der im Gewebe liegende Implantatteil wird als Endostruktur (MURATORI 1969) oder als Infrastruktur (CRANIN 1956, ACKERMANN 1969), der außerhalb liegende Implantatteil als Exostruktur (MURATORI 1969) bezeichnet.

Auf oder an der Exostruktur wird die Suprastruktur, d.h. der Zahnersatz feststehend oder abnehmbar befestigt.

Für das an die Implantatpfosten unmittelbar angrenzende Mundhöhlenepithel, das vergleichsweise dem Parodontium eines natürlichen Zahnes entspricht, wurde von RHEINWALD (1970) die Bezeichnung Pilastrium vorgeschlagen. Entsprechend den Erscheinungen der Parodontitis spricht Rheinwald bei entzündlichen Prozessen des Mundhöhlenepithels im Bereich der Implantatpfiler von einer "Pilastritis" (Para - Pinitis nach SCHMUTZIGER und OBWEGESER 1958). Die ohne akute klinische Entzündungsanzeichen ab-

laufende Entblößung der Implantatpfeiler von Mundhöhlenepithel wird von ihm - entsprechend der mehr degenerativ ablaufenden Parodontose im natürlichen Gebiß - als Pilastrosis bezeichnet.

3. Historisches

Kulturgeschichtliche Funde aus Europa, dem Nahen Osten und Mittelamerika weisen darauf hin, daß die Menschen schon frühzeitig versucht haben, verlorengegangene Zähne durch homöo- oder alloplastisches Material zu ersetzen. Als Zahnersatz - Material dienten Menschen- und Tierzähne, geschnitzte Knochen- , Elfenbein- , oder Perlmutterstücke, die mit Fäden oder Golddrähten an den Nachbarzähnen befestigt wurden. So weisen etruskische Funde hinsichtlich der Metallverarbeitung und der Auswahl der verwendeten Materialien einen relativ hohen technischen Stand auf (SMITH 1974).

Sinn und Zweck dieser Zahnersatzstücke, die kaufunktionell praktisch wertlos waren, bestanden darin, den Verlust eigener Zähne in ästhetischer Hinsicht auszugleichen. Im zahnärztlichen Sinne handelte es sich dabei um Prothesen, nicht aber um alloplastische Implantate (SCHWINDLING 1960).

Berichte über frühe alloplastische Implantationen stammen von ANDREWS, der 1893 einen in Honduras gefundenen Schädel aus prähistorischer Zeit beschrieb, bei dem ein Schneidezahn des Unterkiefers durch einen schwarzen Stein ersetzt worden war. Der Spanier ABULCASIM soll um das Jahr 1100

n. Chr. die Transplantation von Zähnen konkret empfohlen und als eine medizinisch begründete und brauchbare Methode von Zahnersatz dargestellt haben (Zit. n. ARNAUDOW, 1972).

Mit der enormen Entwicklung der Naturwissenschaften im 17.- und 18. Jahrhundert und der Übertragung naturwissenschaftlicher Erkenntnisse und Methoden auf das Gebiet der Medizin kam es auch zu vermehrtem Interesse und zu vielfältigen Versuchen, verlorengegangene Zähne durch das Einpflanzen von Fremdmaterial in den Kiefer zu ersetzen. So ist eine Reihe von Publikationen, die sich mit den Methoden und Problemen der Re- und Transplantation beschäftigen, mit so klangvollen Namen wie Pierre FAUCHARD (1748), POMMARET, L'ECLUSE, DIEFFENBACH und anderen mehr (zitiert nach ARNAUDOW, 1972) verbunden.

In der 2. Hälfte des 19. Jahrhunderts, in dem sich die moderne Zahnheilkunde - wesentlich beeinflusst durch das vom Italiener FONZI angegebene Herstellungsverfahren von Einzelzähnen mit Befestigungscrampons und die Einführung des Kautschuks als Prothesenmaterial (Zit. nach HOFFMANN - AXTHELM 1973) - langsam entwickelte, wurde der Gedanke, verlorengegangene natürliche Zähne durch künstliche auf dem Wege der Implantation zu ersetzen, weiter verfolgt.

Zunächst wurde jedoch weiter versucht, mit den bereits im 18. Jahrhundert entwickelten Methoden der Re- und Transplantation "frischer" oder "abgelagerter" Menschenzähne in vorhandene Alveolen zum Erfolg zu kommen (HOFFMANN-AXTHELM 1973).

Der deutsche Prothetiker CARL SAUER (1881) und der Amerikaner YOUNGER (1887) erweiterten das bis dahin übliche Verfahren der Re- und Transplantation von Menschenzähnen in vorhandene Alveolen und begannen natürliche Zähne in künstlich geschaffene Alveolen einzusetzen. Wegen der Gefahr der Keimübertragung (Tuberkulose, Syphilis) stießen diese Verfahren jedoch auf große Skepsis und konnten sich nicht durchsetzen.

Die publizistisch sehr bekannt gewordenen Arbeiten von YOUNGER regten jedoch viele Autoren zu unterschiedlichsten Versuchen auf dem Gebiet der Re -, Trans- und Implantation an. So wurden Ende des 19. Jahrhunderts von verschiedenen Autoren Vorschläge gemacht, Zähne aus alloplastischen Materialien in künstlich geschaffene Alveolen zu implantieren: PERRY (1888) konstruierte Zahnwurzeln aus Platindraht, FRANTZEN (1891) fügte bei zwei Patientinnen Zähne mit Zelluloid-Wurzeln in die Zahnalveolen ein, der Moskauer Dozent ZNAMENSKY (1891) implantierte Zähne aus vulkanisiertem Kautschuk und Porzellan, die im Bereich der Wurzeln über durchsichtige Öffnungen verfügten, in die das Granulationsgewebe, "..... das später verknöchert und den Zahn auf diese Weise konsolidiert", eindringen sollte (ZNAMENSKY 1891).

HILLISCHER (1891) gab im gleichen Jahr eine Modifizierung der Znamensky-Methode bekannt, bei der er die Porzellanzähne durch Metallhülsen und Drähte aus Gold ergänzte, um dadurch bessere Retentionsmöglichkeiten bei der Einheilung zu schaffen (Abb. 1).

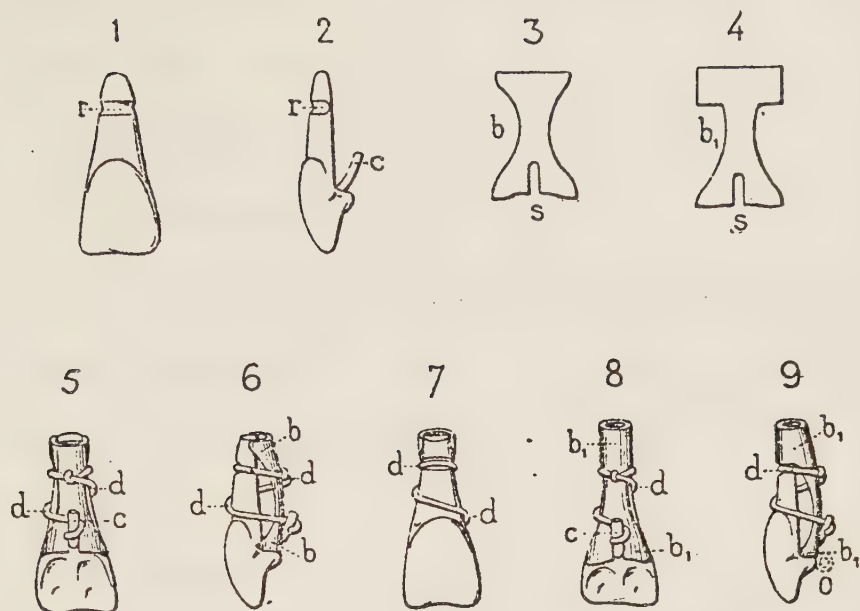


Abb. 1: Porzellanimplantate nach HILLISCHER , H. TH.

(aus: Hillischer, Dtsch. Maschr. f. Zahnheilk. 9 (1891), 158)

Weitere Autoren beschrieben in diesen Jahren zahnärztliche Implantate aus Gold, Porzellan und Elfenbein (ALBRECHT 1891, BEHRENDT 1891, v.HEYDEN 1891, GLUCK 1895). HARTMANN erweiterte erstmalig die Indikation zum Implantat über den Einzelzahnersatz hinaus und schlug 1891 vor, prothetischen Plattenersatz durch Schrauben an implantierten alloplastischen Wurzeln zu befestigen.

Anfang dieses Jahrhunderts wurden von FADENHECHT (1908), REINMÖLLER (1909) und SCHRÖDER (1911) Tierversuche mit Hunden durchgeführt, wobei unterschiedlichste Materialien (Kautschuk, Gold, Porzellan, Elfenbein, Magnesium, Galalithe) in Zahnform implantiert wurden. Fast ausnahmslos waren diese Tierversuche nicht erfolgreich.

GREENFIELD stellte 1910 eine zylindrische, käfigförmige künstliche Wurzel aus Platin - Iridium als enossales Implantat vor, die nach Fräsung eines zylinderförmigen Schachtes unter Beibehaltung des Knochenmittelstückes in den Alveolarknochen eingesetzt wurde.

1915 veröffentlichte er histologische Studien des durch das Drahtgeflecht hindurchgewachsenen Gewebes. Er fand vor allem entzündliches Bindegewebe, aber auch Spuren von Ossifikation.

Die zu Beginn des Jahrhunderts begonnenen Tierversuche an Hunden wurden in den 30iger Jahren fortgesetzt. DEWEY und ZUGSMITH implantierten 1932 in die Alveolen frisch extrahierter Schneidezähne bei Hunden künstliche Zahnwurzeln aus Gold, Silber und Porzellan. Im gleichen Jahr führte KUITMAN (1932) Implantationen bei Hunden mit verschieden geformten und gefensterten Stoffen aus Platin, Gold, Silber, Porzellan und Glas durch. Ebenfalls ABEL (1934) glaubte, daß Glas oder glasiertes Porzellan der für Implantate geeignetste Werkstoff sei.

Ein neuartiges, chirurgisch-prothetisches Vorgehen gab SCHNEIDER (1937) an. Bei einer zweiteiligen Operation wurde in der 1. Sitzung ein wurzelförmiger Elfenbeinkörper implantiert. Nach belastungsfreier Einheilung unter dem darüber vernähten Schleimhaut-Periost-Lappen wurde der Bereich des Implantates in einer 2. Sitzung nochmals geöffnet und eine künstliche Krone am Goldkern der Elfenbeinwurzel befestigt.

STROCK änderte 1939 erstmals die bis dahin übliche Formgebung der Implantate nach dem Vorbild von Zahnwurzeln. Er gab seinem aus einer Chrom-Ko-

balt-Molybdän-Legierung (Vitallium) hergestellten Implantat eine Gewindeform nach Art einer Holzschraube.

Der Gedanke auf völlig neue Art Halte- und Stützelemente für prothetischen Ersatz zu schaffen, ging 1937 von Rudolf MÜLLER aus Münster aus. Er schlug vor, Drahtnetze oder perforierte Bleche aus einer Platin-Iridium-Legierung, die mit einer Porzellanmasse umschichtet waren, unter dem Periost dem Alveolarknochen aufzulegen und daran vier Metallzapfen, die in die Mundhöhle hineinragen sollten, als Halteelemente für den prothetischen Ersatz zu befestigen.

Die Implantationsmethode nach MÜLLER fand jedoch keine weite Verbreitung. Erst DAHL (1943), der dieses Prinzip der subperiostalen Implantationsmethode weiter entwickelte, sowie die Amerikaner GERSHKOFF und GOLDBERG (1949, 1952, 1957) machten die Methode der subperiostalen Implantation weltweit bekannt.

4. Die heute gebräuchlichen Systeme

Seit Mitte der 40iger, insbesondere aber seit Beginn der 50iger Jahre wurden eine große Zahl unterschiedlichster Implantatsysteme zur Schaffung künstlicher Halte- und Stützelemente und damit zur verbesserten Herstellung von prothetischem Zahnersatz vorgeschlagen. Hinsichtlich der anatomischen Lokalisation der Implantate im Kiefer handelte es sich dabei um enossale, subperiostale, endodontisch-enossale oder um intramucöse Implantate.

Circumossale Implantate in Form perimandibulärer Drahtligaturen (CAPOZZI und BENAGIANO 1956, MAYER 1970), transosseale Implantate, die den Alveolarknochen in Form von Röhren durchbohren und durch die anschließend Drähte oder Stifte zur Prothesenfixierung geführt werden (SKINNER 1951, RHEINWALD 1970) sowie in die Wangenschleimhaut eingebrachte Drahtösen zur Fixierung von Unterkiefer-Totalprothesen (SCHWINDLING 1962) wurden ebenfalls zur funktionellen Verbesserung des prothetischen Ersatzes angegeben, fanden aber keine weitere Beachtung.

4.1. Subperiostale Implantate

Gedanklicher Ausgangspunkt der subperiostalen Implantation war die Überlegung, daß ein Fremdkörper die besten Einheilungsmöglichkeiten in der Zone der besten Ernährung und damit zwischen Knochen und Periost haben würde. Weiterhin ging man davon aus, daß das Periost durch das Maschenwerk der zwischengeschalteten Gerüste hindurchwachsen, sich mit der Knochenoberfläche verbinden, und auf diese Weise das Implantat mechanisch festigen würde.

Die Herstellung der zu implantierenden Metallgerüste war zunächst sehr ungenau, da als Grundlage für die Modellation der Gerüste Modelle dienten, die nach anatomischer Abformung der klinischen Situation der zahnlosen Kiefer durch Radierung einer der Schleimhautdicke entsprechenden Gipschicht gewonnen wurden. Die so hergestellten Gerüste gewährleisteten nach der chirurgischen Eröffnung der Schleimhaut nur selten einen exakten Sitz auf

der Knochenoberfläche..

Erst nachdem OGUS (1951) die direkte Abdrucknahme der Knochenoberfläche eingeführt hatte, war es möglich, besser sitzende Implantatgerüste zu gießen.

Nachteil dieser direkten Abformung der Knochenoberfläche war jedoch das zweizeitige operative Vorgehen: Während beim ersten chirurgischen Eingriff die Abformung des Alveolarknochens durchgeführt wurde, konnte - zeitlich um Stunden oder auch Tage versetzt - erst nach technischer Fertigstellung des Gerüstes dieses in einem zweiten operativen Eingriff eingebracht werden. Trotz dieses Mehraufwandes einer zweiten Operation setzte sich die direkte Abformung der Knochenoberfläche durch. Das zweizeitige operative Vorgehen wurde zur Methode der Wahl.

Subperiostale Gerüstimplantationen wurden bei Modifikation der Gerüste in Größe und Form, ihrer Fixation am Kieferknochen, der Form der das Epithel durchstoßenden Gerüstzapfen, der zeitlichen Folge der Abdrucknahme, der definitiven Einbringung des Gerüstes u.a. von einer Vielzahl von Autoren in den 50-iger Jahren angegeben und beschrieben (LOECHNER 1954, HAMMER 1955, KLEINSCHMIDT 1955, REICHENBACH 1955, UHLIG 1955, KÖHLE-PLISCHKA 1956, JANTZEN 1957, DORA 1957, FRENKEL 1957, KALLENBERGER/MAEGLIN 1957, SCHROEDER 1957, TRAUNER 1957, SCHWINDLING 1958, 1958 und 1960 LINKOW und HILLS 1958, und viele andere).

WEINBERG 1950, SCHERMER 1955, SCHMIDT 1955, TRAININ 1957 und andere gaben subperiostale Gerüste als Teilimplantate zur Schaffung künstlicher Einzelpfeiler (z.B. Distalpfeiler) an.

Die in der Zahnärzteschaft zunächst mit Begeisterung aufgenommene Methode der subperiostalen Implantation von Teil- oder Totalgerüsten stieß in den 60iger Jahren auf Grund der Vielzahl eingetretener und eintretender Mißerfolge immer mehr auf Skepsis und Ablehnung. ARNAUDOW (1962) zeigte im Tierversuch, daß das Periost nach Einbringen der Gerüste keine geschlossene Decke bildet und in kurzer Zeit durch Bindegewebe substituiert wird. KÖHLE (1963) registrierte bei seinen mit Implantatgerüsten versorgten Patienten viele Mißerfolge mit Fistelbildungen an den Pfeilern und freiliegenden Gerüsten. RHEINWALD (1968) berichtete, daß er bei subperiostalen Implantaten in der Regel schlechte Ergebnisse gesehen habe, nach OBWEGESER (1969) schrumpften die Erfolgsziffern mit subperiostalen Implantaten "auf einen bescheidenen Prozentsatz" zusammen. Ebenfalls WEISKOPF (1960), BEEK (1962), MAEGLIN (1967), PAPE und HEIß (1977) berichteten über negative Ergebnisse mit subperiostalen Gerüstimplantaten. Als wesentlicher Nachteil subperiostaler Gerüstimplantate wurde von allen Autoren der erhebliche Knochenverlust durch schlecht sitzende Gerüste und bei einer notwendig werdenden chirurgischen Entfernung des Gerüstes das Zurückbleiben eines narbig veränderten und damit für die anschließend notwendig werdende prothetische Versorgung äußerst ungünstigen Prothesenlagers hervorgehoben. In einigen Fällen war ohne einen nochmaligen chirurgischen Eingriff im Sinne einer Mundbodenplastik oder restaurativen Alveolarkammplastik die Eingliederung von Zahnersatz nicht möglich.

Trotz dieser Schwierigkeiten werden subperiostale Voll- und Teilimplantate auch heute von einigen Autoren empfohlen und klinisch angewendet (LINKOV 1972, 1975, SHIBATA et al 1974, STEINER und SCHWINDINGER 1975, MEHNERT 1976, JUDY und WEISS 1976 u.a.).

Die meisten deutschsprachigen Autoren vertreten jedoch den Standpunkt, die Indikation zum subperiostalen Gerüst "äußerst eng zu begrenzen" und es nur in Extremfällen anzuwenden, z.B. bei besonderen Berufsgruppen (Bläser, Sänger), extrem ungünstigen anatomischen Verhältnissen des zahnlosen Unterkiefers, sowie bei besonderen psychisch oder allergisch bedingten Schwierigkeiten gegenüber Prothesenmaterialien.

Diese Meinung wurde auch von der Mehrzahl der Teilnehmer eines Symposiums über die Erfahrungen mit Gerüstimplantaten vertreten, das 1965 von der Deutschen Arbeitsgemeinschaft für Kiefer-Chirurgie und der Deutschen Gesellschaft für Prothetik und Werkstoffkunde veranstaltet wurde (HOPPE 1966).

4.2. Intramucöse Implantate, Magnetimplantate

4.2.1. Intramucöse Implantate

Im Jahre 1950 wurde von DAHL die "intramucöse Druckknopfverankerung" (intramucosal inserts) totaler Oberkieferprothesen vorgestellt (zit. nach CRANIN 1970).

Bei diesem Verfahren werden auf der Gaumenseite der Oberkiefer-Totalprothese druckknopfartige Körper aus Vitallium oder Titan um den Kunststoff befestigt. An den entsprechenden Stellen der Gaumenschleimhaut werden unter Anaesthesie mit einem speziellen Bohrer (WEIß, 1974) zylinderförmige

Schleimhautpartien ausgestanzt. Die Druckknopfanker lagern sich mit Einsetzen der Prothese in die nach Verheilung epithelisierten Schnittstellen ein und verbessern so die Retention der Prothese.

LEW und KERSTENBAUM (1953), CRANIN (1970) sowie WEIß und JUDY (1975) berichten über gute Erfolge mit dieser Methode der intramucösen Verankerung (Weichgewebeimplantate) von Oberkiefer-Totalprothesen.

4.2.2. Magnet-Implantate

Die Methode, über subperiostal oder enossal eingebrachte Magnete den Sitz totaler Prothesen zu verbessern wurde erstmals von BEHRMANN (1953) ausführlich beschrieben. DONDAY (1955), GABKA (1960) und in den letzten Jahren COGHAN (1973) und SITZMANN (1974) berichteten ebenfalls über klinische und experimentelle Erfahrungen mit der Implantation von Magneten.

Nach GABKA liegen die wesentlichen Probleme der Magnetimplantation in der richtigen Einstellung der Feldstärke zwischen den gegenpoligen Magneten. Bei den von ihm angefertigten Prothesen kam es zu Nekrosen an der zwischen den Magneten eingeschalteten Schleimhaut, die eine Entfernung der implantierten Magnete notwendig machte. Über ähnliche Erscheinungen berichteten TOTO et al (1962) und WOOD (1963) an Hand von Tierversuchen.

Die Implantation von Magneten als unterstützende Maßnahme bei der Eingliederung von funktionstüchtigem Totalersatz konnte sich bisher nicht durchsetzen und wird in der Fachliteratur auch unterschiedlich beurteilt. Während BEHRMANN (1953) die Magnetimplantation insgesamt positiv beurteilt, hält sie SCHLEGEL (1972) wegen der hohen Mißerfolgsraten für gescheitert.

4.3. Enossale Implantate

Alle Implantationsverfahren, bei denen das Implantat die Cortikalis durchbohrt und im Knocheninneren verankert wird, werden als enossal bezeichnet (RHEINWALD 1970). Diese Form der Dentalimplantologie steht heute ganz im Vordergrund und hat die Vielzahl der vom Konzept her anderen Systeme verdrängt.

Nach der Vielzahl mißlungener Versuche Ende des 19. und Anfang des 20. Jahrhunderts, zahnwurzelförmige enossale Implantate auf Dauer im Kieferknochen zu verankern, war die enossale Implantologie in der ersten Hälfte dieses Jahrhunderts zunächst aus dem zahnärztlichen Denken verschwunden und fand in der Praxis praktisch keine Anwendung. Mit FORMIGGINI, der 1947 (zit. nach JACOBS 1976) eine erstmals von STROCK (1939) entwickelte Idee aufgriff, enossale Implantate hinsichtlich der Form von dem natürlichen Vorbild der Zahnwurzel zu lösen und dem Implantat eine "unnatürliche" Schraubenform zu geben, begann jedoch eine neue Ära der Implantologie, die ihren bisherigen Höhepunkt Ende der 60iger und Anfang der

70iger Jahre erreichte.

Im folgenden soll ein Überblick gegeben werden über die heute klinisch angewandten enossalen Systeme. Auf Grund der Vielzahl der Implantationsverfahren werden nur die genannt, die in den letzten Jahren wissenschaftlich oder hinsichtlich ihrer praktischen Anwendung von Bedeutung waren. Dabei werden die einzelnen Verfahren nach dem jeweils für das enossale Implantat verwendeten Werkstoff unterteilt und klassifiziert.

4.3.1. Enossale Metallimplantate

4.3.1.1. Nadelimplantate

Der Franzose SCIALOM griff 1962 eine Idee des Amerikaners BONWILL auf, der 1895 die Implantation von Gold- und Iridium-Stiften publiziert hatte. SCIALOM entwickelte selbstschneidende "Nadeln" von 1,6 bis 2,9 cm Länge bei einem Durchmesser von 1,2 mm, die zunächst aus Stellite, später aus Tantal hergestellt wurden (Abb. 2).

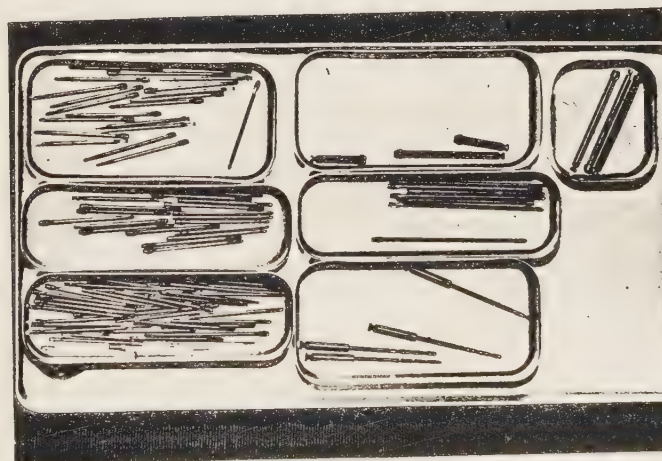


Abb. 2: Besteck für Nadelimplantationen, (Methode nach Scialom)

Diese Nadeln werden mit Hilfe eines auf die flügel förmigen Enden der Nadeln passenden Mandrells unter langsamen Tourenzahlen (Reduzierwinkeltück) in den Knochen eingebracht. Bei hartem, korticalen Knochen ist es auch möglich, mit einem speziellen Vorbohrer zunächst einen Kanal im Knochen vorzubohren. Da eine Nadel allein zu wenig Retention und Abstützung im Knochen bietet, wurde angegeben, sie als Zweibein ("Bipod", SCIALOM, 1963, TAYLOR 1970), als Dreibein ("Tripod", ACKERMANN 1969, SCIALOM 1965) oder in Reihenanzordnung ("Nadelstraße", PRUIN 1974) in den Kieferknochen einzubringen.

Zur besseren Verankerung der Nadeln im Knochen ist es notwendig, die Nadeln in dreidimensional unterschiedlicher Achsenrichtung, d.h. unter einem divergierenden Spreizungswinkel im Knochen zu verankern (Abb. 3).

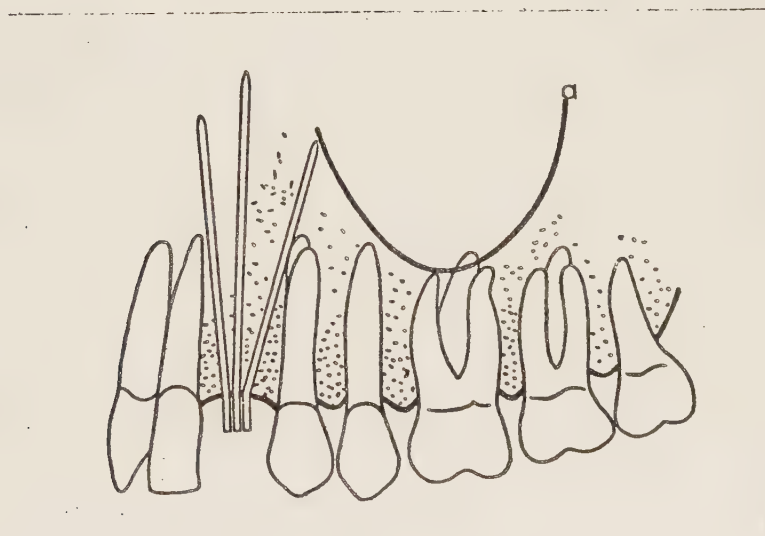


Abb. 3: Nadelimplantate - Dreibeinanordnung - zum Ersatz eines fehlenden oberen Eckzahnes (nach ACKERMANN 1969)

Die Nadelspitzen sollten weiterhin im kortikalen Knochen der Gegenseite verankert, der Kreuzungspunkt der einzelnen Nadeln außerhalb des Knochens liegen und der Schleimhautbezirk zwischen den in die Mundhöhle ragenden Nadeln nicht zu klein sein. Den beiden letzteren Gesichtspunkten liegt die Überlegung zugrunde, daß eine zu enge Einrahmung eines Gewebebezirkes durch alloplastisches Material trophische Störungen und damit Nekrosen hervorrufen kann.

Für die Verankerung des prothetischen Ersatzes auf den Nadelimplantaten wurde bei der Bi- oder Tripod-Verankerung vorgeschlagen, die aus der Schleimhaut herausragenden Nadelanteile zu parallelisieren und mit Autopolymerisat zu einem Pfeiler aufzubauen oder aber auf den Nadeln eine als prothetischer Pfeiler dienende Teflonkappe aus kalthärtendem Kunststoff zu befestigen (ACKERMANN 1969, SCIALOM 1965).

Für die Nadelimplantate in Reihenanordnung wurde vorgeschlagen, die in die Mundhöhle hineinragenden Nadelanteile durch einen Kunststoff- oder Metallsteg zu einem Block zu verbinden und daran den prothetischen Ersatz zu befestigen (HARY 1965, PRUIN 1974).

Während die von PRUIN (1970) vorgeschlagene Methode der Verankerung einer Unterkiefer-Totalprothese an einer im mentalen Bereich des Unterkiefers angebrachten Nadelreihe in Deutschland vermehrt klinisch angewandt wurde und auch heute noch wird, konnte sich die von SCIALOM angegebene Methode, mit Hilfe von "tripods" neue Stütz Pfeiler zu schaffen - im Gegensatz zu Frankreich und Italien - nicht durchsetzen (PEPPMEIER 1975).

Der Wert von Nadelimplantaten zur Schaffung künstlicher Halte- und Stützelemente wird in der Fachliteratur unterschiedlich beurteilt. Während SCHILLER et al (1968), FOUSSADIER (1969), ACKERMANN (1969), BÖTTGER (1971), HINDES (1972), UTECH (1972 und 1973), PRUIN (1974), RITZE und FRANZ (1974) Nadelimplantationen günstig beurteilen, weisen eine Reihe von Autoren auf Gefahren und Schäden bei der Implantation von Nadeln hin und beurteilen sie insgesamt als negativ.

LHOTSKY (1969 und 1972) bemängelt die ungenügenden parodontalhygienischen Verhältnisse unter einem durch Vereinigung mit einer Teflonkappe oder mit Kaltpolymerisat geschaffenen künstlichen Pfeiler. KANTH (1972, 1974) LIMOGNE (1968), HABIB (1969), LINKOW (1969, 1970) und SCHLEGEL (1970) heben die durch die Form der Nadeln bedingte mangelnde Kaudruckverteilung belasteter Nadeln und ihre große Empfindlichkeit gegenüber axialer Belastung hervor. Aufgrund der glatten Nadeloberfläche und der scharfen Nadelspitzen befürchten sie eine frühzeitige Überbelastung des Knochens und ein Absinken der Nadelimplantate. LHOTSKY (zit. nach RHEINWALD (1970), BRINKMANN (1973), LEW (1973) und RICHTER (1973) lehnen aufgrund eigener schlechter Erfahrungen und frühzeitig eingetretener Mißerfolge Nadelimplantationen ebenfalls ab.

4.3.1.1.1. Transdentale Fixation

Als eine Modifizierung der Nadelimplantation, bei der Nadeln und Stifte direkt in den Kieferknochen eingebracht werden, können Verfahren ange-

sehen werden, bei denen Stiftimplantate dazu benutzt werden, Zahnwurzeln oder lockere, natürliche Zähne zu stabilisieren. Dazu ist es notwendig, Metallstifte durch den noch vorhandenen Teil des Zahnes und über den Apex des Zahnes hinaus bis in den Knochen einzutreiben. Verfahren dieser Art, die im angloamerikanischen Sprachraum als "endodontische - enossale Stabilisierungsverfahren" bezeichnet werden, wurden von verschiedenen Autoren angegeben STROCK 1943, SOUZA 1953, BRUNO 1954, STAEGEMANN 1957, JÜSTE 1959, FRANK 1967, ORLAY 1960, 1968, PRUIN 1970, WIRZT 1970, MURATORI 1972, WEIß 1975 und andere).

Während international die von ORLAY angegebene Methode am bekanntesten wurde, werden im deutschsprachigen Raum in den letzten Jahren hauptsächlich die von PRUIN und WIRTZ im Jahre 1970 angegebenen Verfahren klinisch angewendet. PRUIN bezeichnet das von ihm zur Stabilisierung von - insbesondere im Apikalbereich - geschädigten Zähnen als "transdentale Fixation", eine Bezeichnung die inzwischen im deutschsprachigen Raum für endodontisch - enossale Stabilisierungsmaßnahmen generell sehr gebräuchlich ist. Bei der von PRUIN angegebenen Methode wird der chirurgische Eingriff zunächst mit einer Wurzelspitzenresektion begonnen und anschließend der selbstbohrende Implantatstift unter Sicht durch den Zahn und die Resektionshöhle der entfernten Wurzelspitze hindurch in den Kieferknochen eingedreht. Die Fixationsschraube aus Titan wird abschließend mit Phosphatzement, der unter Druck in den Spalt zwischen Wurzelkanalwand und Implantat eingepreßt wird, in der Zahnwurzel fixiert.

Bei dem von WIRTZ angegebenen Verfahren wird im Anschluß an eine Vital-extirpation oder an eine abgeschlossene Wurzelbehandlung - ohne Apektomie - nach spezieller Aufbereitung des Kanals mit Hilfe eines Normbestecks ein Gewindestift aus einer Chrom-Cobald-Legierung ("Syntacoben") durch den Wurzelkanal hindurch in den Knochen eingedreht. Die Stifte und Wurzelkanalbohrer des Normbestecks sind so aufeinander abgestimmt, daß ein wandständiger Kontakt zwischen den Metallstiften und dem Dentin gewährleistet ist (Abb. 4).

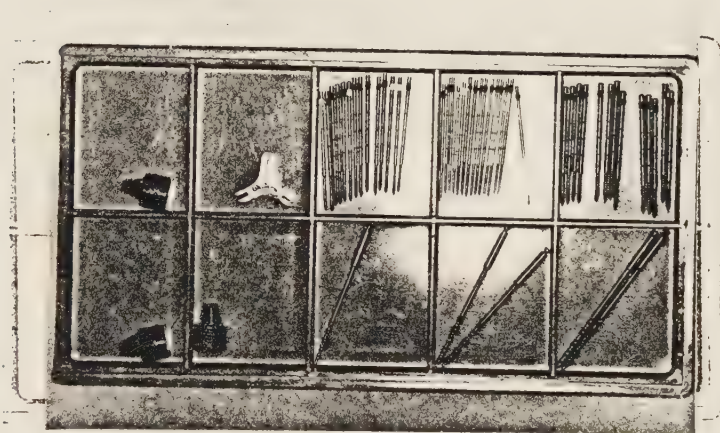


Abb. 4: Transfixationsbesteck nach WIRTZ

Im Prinzip entsprechen diese Verfahren der transdentalen Fixation einer von REHRMANN schon 1951 entwickelten Methode der chirurgischen Wurzelfüllung. REHRMANN schlug 1951 bei Wurzelspitzenresektionen vor, unter Zuhilfenahme eines genormten Besteckes den Wurzelkanal im apikalen Bereich durch einen Silberstift wandständig exakt zu verschließen.

Bei der transdentalen Fixation wird der Stift lediglich über den Apex hinaus bis in den Knochen verlängert. Dieses Vorgehen hat zum Ziel, durch den bis in den Knochen eingebrachten Stift, die Kronen - Wurzel - Relation eines parodontal oder traumatisch geschädigten und in der Regel gelockerten Zahnes zugunsten der Wurzellänge und damit statisch günstig zu ändern.

Der grundsätzliche Vorteil der Transfixationsverfahren gegenüber allen anderen enossalen Implantationssystemen liegt insbesondere darin, daß die Metallstifte in der Zahnwurzel oder auch in der Zahnkrone fest zementiert werden und dadurch ihre enossalen Anteile mit der Mundhöhle nicht in direkten Kontakt treten können (geschlossene Implantate). Die verbleibende Zahnwurzel bildet einen epithelialen Abschluß zur Mundhöhle ("biologischer Kragen" nach PRUIN 1972), wodurch die bei allen anderen enossalen Systemen vorhandene "Schwachstelle" der Epithelperforation ausgeschaltet ist.

Nach PICTON (1974) wirkt sich das noch vorhandene Restparodontium günstig auf die Belastungssituation eines transfixierten Zahnes aus. Er leitet diese Feststellung aus der Tatsache ab, daß einzelne Stiftimplantate den Kaudruckkräften selten widerstehen können, während mit einem Stift fixierte Restparodontien vom Knochen gut toleriert werden.

Die bisher in der Fachliteratur angegebenen Nachuntersuchungsergebnisse von transdental fixierten Zähnen zeigten eine relativ niedrige Mißerfolgsrate (PRUIN 0 %, zit. nach PEPPMEIER 1975, LENTROTH 0 % 1977, ORLAY 10 % 1968, TETSCH und PEPPMEIER 14,8 % 1973) und untermauerten die Vorteile geschlossener Implantationen.

4.3.1.2. Schraubenimplantate

Aus technischer Sicht sind Schrauben "Maschinenelemente, die der Herstellung einer lösbaren Verbindung dienen". (RHEINWALD 1970). In der Dentalimplantologie, in der Schrauben vom Typ einer Holzschraube verwendet werden, wird im Gegensatz zu dieser Definition eine feste, möglichst unlösliche Befestigung der Schrauben im Knochen angestrebt.

Die Schraubenimplantate der Gebrüder STROCK, die 1939 Osteosyntheseschrauben nach VENABLE im Kieferbereich implantierten und die später ein spezielles Schraubenimplantat für den Kiefer aus Vitallium entwickelten, sind die ersten Schraubenimplantate, die in größerem Rahmen bekannt wurden. Ähnliche, auf Osteosyntheseverfahren basierende Schraubenimplantate wurden 1942 von OGUS, 1943 von BERNIER und CANBY und 1943 von MC CALL angegeben.

Seit dieser Zeit wurden von verschiedenen Autoren Schraubenformen entwickelt, die in ihren äußeren Abmessungen speziell auf die Kieferverhältnisse abgestimmt waren. LINKOW stellte 1966 eine Titan-Schraube ("vent plant") mit einer Fensterung im apikalen Bereich vor (LINKOW 1966, 1970). Weitere Schraubenformen aus Metall wurden von LEW (1970), CHERCHEVE (1965, 1967), KANTH (1971) und HEINRICH (1971, 1972) angegeben.

In Deutschland fand in den letzten Jahren insbesondere die Schraube nach HEINRICH, die einer von TRAMONTE (1965) vorgestellten Tantalschraube in ihren äußeren Abmessungen entspricht, eine weite Verbreitung. Bei dieser

Schraube, die in drei unterschiedlichen Größen vorliegt und für die ein Gewinde im Knochen vorgeschnitten werden muß, handelt es sich um eine zylindrische Schraube mit weit ausladenden Gewindegängen, schmalen Kerndurchmesser sowie einem spitzen Flach- oder Trapezgewinde (Abb. 5 und 6).

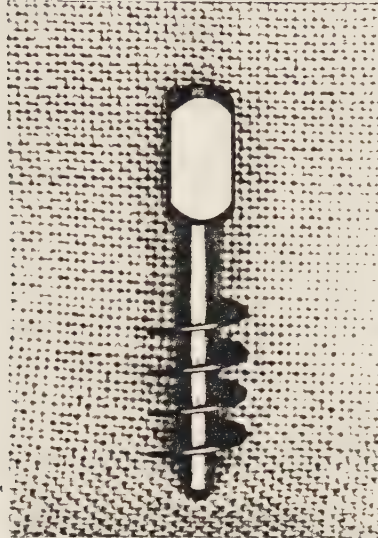


Abb. 5: Tantal-Schraube nach HEINRICH

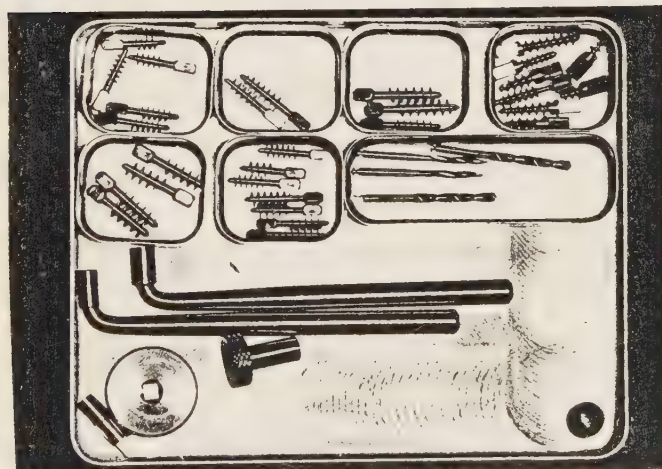


Abb. 5a: Schraubenimplantate, Normbesteck nach HEINRICH

In der Diskussion um die beste Form einer Dentalschraube gibt der größere Teil der Autoren heute Schrauben mit großen Gewindeflächen und relativ kleinem Kerndurchmesser den Vorzug (PLISCHKA 1969, LASS 1972, HEINRICH 1972, PRUIN 1974). Durch die größeren Gewindeflächen wird eine bessere Druckverteilung auf entsprechend größere Knochenflächen und eine Reduzierung der Schräg- und Scherbelastungen angenommen.

Die gleiche Meinung vertritt auch WAGNER (1962) für Osteosyntheseschrauben. Er ist der Meinung, daß die Flächenbelastung des Knochens durch eine Schraube mit ausladenden Gewindegängen geringer sei als durch eine Schraube mit einem sehr feinen Gewinde.

Ebenfalls kommen ANSELL und SCALES (1968) an Hand von Extraktions- und Torsionsversuchen in vitro mit Osteosyntheseschrauben zu dem Ergebnis, daß ein im Verhältnis kleiner Kerndurchmesser bei großem Gesamtdurchmesser eine bessere Verankerung bietet. Sie bemerken jedoch kritisch, daß bei der Eingliederung derartiger Schrauben leichter eine Torsion der Schraubenteller und gegebenenfalls auch eine Torsionsfraktur der Schraube auftritt, was jedoch durch exaktes Vorschneiden des Schraubengewindes im Knochen zu umgehen ist.

Hinsichtlich des günstigen Gewindeprofils für Schraubenimplantate wurden unterschiedliche Angaben gemacht. CHERCHEVE (1962), LINKOW (1966), TRATTNER (1970), KANTH (1971), schlagen Spitz- , SNEER MEER (1970) und CHERCHEVE (1967) Sägewinde vor, SCHWIER (1957) hält ein Rundgewinde für günstig. Bei dem in den letzten Jahren am häufigsten im deutsch-

sprachigen Raum angewandte Schraubenimplantat nach HEINRICH handelt es sich um ein spitzes Trapezgewinde.

WAGNER (1962) hält auf Grund seiner Untersuchungen mit Osteosyntheseschrauben das dem Trapezgewinde ähnliche Sägewinde für das geeignetste. Bedeutsam ist nach seiner Meinung, daß der Abstand zwischen den Schraubentellern geräumig ist. Nur bei einer ausreichenden Menge gut ernährten Knochengewebes zwischen den Schraubentellern, ist eine positive Reaktion des Knochens im Sinne einer funktionellen Anpassung zu erwarten. Bei engen Gewindprofilen konnte WAGNER derartige Anpassungsvorgänge nicht feststellen. Wenn auch die statischen Verhältnisse bei Dentalschrauben und Osteosyntheseschrauben nicht direkt vergleichbar sind (Osteosyntheseschrauben werden bei der Plattenfixation zunächst auf Zug, Dentalschrauben während der Kaufunktion hauptsächlich auf Druck beansprucht), so sind die Untersuchungen WAGNERS doch für den Dentalbereich bedeutsam und richtungsweisend.

Über die Liegedauer und die Prognose bei den verschiedenen schraubenförmigen Dentalimplantaten wurden in der Fachliteratur nur unzureichende Angaben gemacht. Während TETSCH und PEPPMEIER (1973) Schraubenimplantate aufgrund klinischer Nachuntersuchungen, JACOBS (1974) aufgrund tierexperimenteller Erfahrungen für ungünstig und auf Dauer für nicht erfolgversprechend halten, berichten andere Autoren über gute Ergebnisse und über ihre erfolgreiche Anwendung in der Praxis (TRAMONTE 1965, UTECH 1972, HEINRICH 1972, PRUIN 1974, KELLNER 1977).

4.3.1.3. Blattimplantate

Die heute verwendeten Blattimplantate, die auch als "blade vents", als Klingen- oder Extentionsimplantate oder als Gillettegerüste bezeichnet werden, wurden im Prinzip 1968 von LINKOW erstmalig vorgestellt. Bei diesen Implantaten, die zunächst aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, später aus Titan hergestellt wurden, handelt es sich um keilförmige, in mesio-distaler Richtung extendierte Klingen. In der cranio-caudalen Dimension verfügt das heute hauptsächlich angewandte Blattimplantat der Firma Implants International Oratronics Inc. über Querrillen, die der Kontaktvergrößerung mit dem Knochen dienen sollen. Weiterhin ist es von mehr oder weniger großen Fenstern durchbrochen, die eine knöcherne Durchbauung des Implantates ermöglichen (Abb. 6).

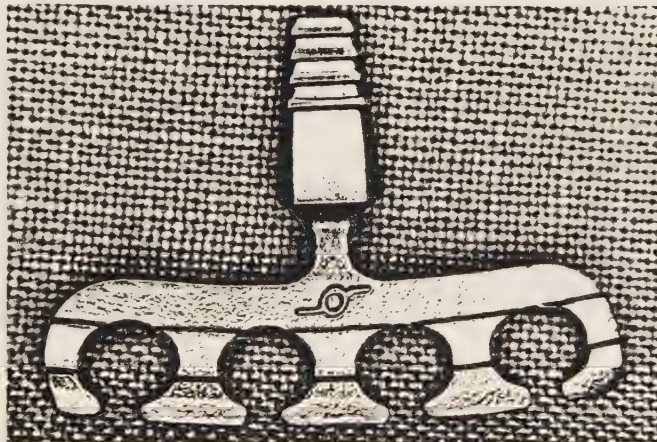


Abb. 6: Blattimplantat der Firma Implants International Oratronics Inc.

Nachdem ursprünglich LINKOW das Blattimplantat als Keil (1,5 mm Schulterbreite, spitze Schneidekante) angegeben hatte, zeigt das heute von

LINKOW propagierte Implantat der Firma Oratronics eine gemäßigte Keilform (1,25 mm Schulterbreite, 0,2 - 0,5 mm Breite im Fußbereich). Zur Vermeidung traumatisierender Effekte auf das Lagergewebe wurden bei der Formgebung des neueren Typs scharfe Kanten und Winkel vermieden.

Von der Firma Oratronics wurden inzwischen 21 verschiedene Blattformen auf den Markt gebracht, die in ihrer Formgebung nach einer Auswertung von 3000 Panorama-Röntgenaufnahmen von Kiefer (zit. nach RANDZIO 1976) entwickelt wurden. Vier Implantate sind für die Anwendung im Unterkiefer, sieben für die Anwendung im Oberkiefer vorgesehen, zehn Implantate sind universal anwendbar (Abb. 8).

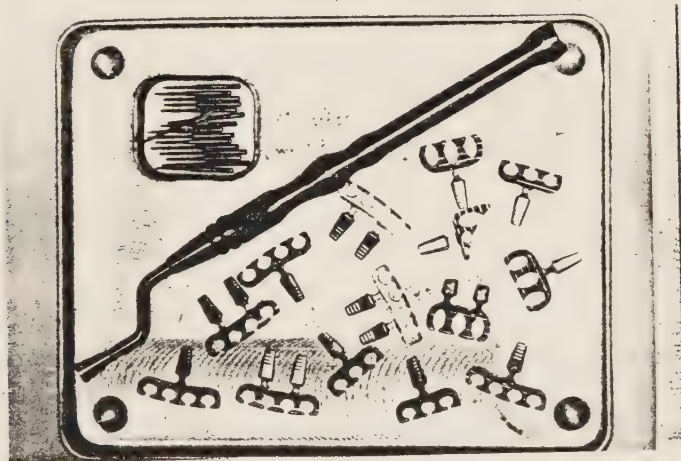


Abb. 7: | Verschiedene Formen von Blattimplantaten (Firma Oratronics)

Nach LINKOW (1970), GRAFELMANN (1974), BRAND (1974) und anderen sind Blattimplantate universal im gesamten Kieferbereich anwendbar. Auf Grund der Biegsamkeit des Titans können Blattimplantate nach JACOBS (1976) auch im mentalen Bereich des Unterkiefers verwendet werden. Als

bester Anwendungsbereich muß jedoch das Seitenzahngebiet des Unterkiefers angesehen werden.

Der besondere Vorteil der Formgebung der Blattimplantate ist darin zu sehen, daß bei korrektem chirurgischen Einbringen der Blätter in den Knochen (Implantatschulter 2 mm unterhalb der Knochenoberfläche) die Implantatschulter von neugebildetem Knochen überwachsen und die Blätter im Bereich der Fenster knöchern durchbaut werden können. Tierexperimentelle Untersuchungen an Hunden von HARRIS und LOSSIN (1971), BABBUSCH (1972), JACOBS (1974), RICHARDS (1974) sowie entsprechende Versuche an Affen von ARMITAGE (1971) und NATIELLA (1973) konnten die knöcherne Über- und Durchwachsung der Blattimplantate beweisen.

Allerdings wurde auch über negative Reaktionen (bindegewebige Einschließung der Implantate, epitheliales Tiefenwachstum) berichtet (BABBUSCH 1972, PILIERO 1973, UTZ 1974).

Die Berichte über klinische Erfahrung mit enossalen Blattimplantaten sind bisher zum größten Teil positiv. VISCIDO (1969), GAFELMANN und BRAND (1970) LINKOW (1970), v. SCHMARSOW (1971), BRINKMANN (1973), FRENKEL (1973), KOCH (1974), RICHTER (1973) und andere berichteten über gute klinische Erfahrungen mit Blattimplantaten.

Die Gegner der Blattimplantate beurteilen insbesondere die Keilform negativ und befürchten ein Absinken der Blätter KANTH (1972), LASS (1972), LHOTSKY (1972), PRUIN (1974).

LASS (1972) fand bei Blattimplantaten, die sich Patienten freiwillig für ein halbes Jahr hatten eingliedern lassen, in den Implantatfenstern nach histologischer Auswertung der gewonnenen Präparate nur Bindegewebe. Eine knöcherne Durchbauung hatte nicht stattgefunden.

Zur Vermeidung des Absinkens der Blattimplantate unter Kaudruck und ebenfalls zur Abstützung gegen angreifende Horizontalkräfte wurden von HEINRICH ein "stabilisiertes Kombi-Implantat" entwickelt. Es handelt sich dabei um ein Blattimplantat mit vier subperiostal oder in eine speziell gefräste Rinne dem Knochen aufzulegende Flügelfortsätze. Klinische Erfahrungsberichte über dieses sogenannte "Kombi-Plant" liegen bisher nur begrenzt vor. CRANIN und DENNISON (1971) als auch JACOBS (1974) berichten über schlechte Ergebnisse mit derartigen enossal-subperiostal kombinierten Blattimplantaten.

Eine besondere Form eines Blattimplantates wurde 1976 von KOCH angegeben. Es handelt sich um ein blattähnliches, im Mittelteil zu einem Zylinder geformtes Implantat, das mit einer 2-phasigen Operationsmethode in den Kiefer eingebracht wird. In der ersten Sitzung wird der blattförmige Teil des Implantates mit Hilfe spezieller Frässhablonen in den Knochen versenkt und die Schleimhaut wieder über dem Blatt vernäht, um zunächst die Einheilung des Blattes unter Ruhe und ohne kaufunktionelle Belastung abzuwarten. In der zweiten Sitzung wird die Schleimhaut im Bereich des Zylinders geöffnet. Anschließend wird der Implantatpfosten auf ein im Implantatzylinder befindliches System aufgeschraubt, das zur Dämpfung des angreifenden Kaudrucks

beweglich (intramobil) gestaltet ist.

Klinische Erfahrungsberichte über dieses physiologisch und technisch durchdachte, aber auch sehr aufwendige System liegen bisher noch nicht vor. Aufgrund der Breite des Implantatzylinders, der in der vestibulo-oralen Dimension eine Breite des Kieferknochens von mindestens 6 mm benötigt, wird seine Indikation eingeschränkt bleiben.

4.3.1.4. Dreidimensionale Implantate

Ein dreidimensionales, T-förmiges Implantat aus Titan wurde 1974 von JUILLET (zit. nach SPAHN 1977) vorgeschlagen. Es kann nach Angaben des Autors bei starker Alveolarkammatrophy im Unterkiefer und Oberkiefer oder auch bei Vorliegen einer starken Pneumatisierung der Kieferhöhlen Anwendung finden. Es schließt damit nach Ansicht des Autors eine Lücke, da es in den Fällen verwendet werden kann, in denen Schrauben-, Blatt- und Nadelimplantate auf Grund anatomisch ungünstiger Ausgangslagen nicht indiziert sind.

Für die Einbringung dieses Implantates, das mit einem auf dem Kopf stehenden "T" verglichen werden kann, wobei der horizontale Balken des "T" als perforiertes, flächiges Blatt und der vertikale Balken als Implantatpfosten dient, ist eine horizontale Schlitzung des Alveolarkamms für das Blatt und eine vertikale Einfräsung für die Einbringung des Implantatpfostens notwendig. Das Implantat wird dann seitlich in den so vorgefrästen Alveolarknochen eingeschoben. Nach Ansicht von KANTH (1976) liegt der wesentliche Nach-

teil der JUILLET-Anker darin, daß sein horizontaler, blattförmiger Anteil in der vestibulo-oralen Dimension zu groß ist. Es besteht dadurch nach KANTH während des operativen Eingriffs die Gefahr, im Unterkiefer den Alveolarkanal und im Oberkiefer die Kieferhöhle zu öffnen.

SPAHN, der sich mit der Anwendung dieses Implantates klinisch und theoretisch auseinander gesetzt hat, berichtet 1977 über eine Mißerfolgsquote von 10 - 20 % bei 30 Implantaten die bei insgesamt 20 Patienten eingegliedert wurden.

JUILLET selbst beziffert seine Mißerfolge auf 15 % bei 386 Fällen (zit. nach SPAHN 1977).

4.3.2. Enossale Kunststoff-Implantate

In den 30-iger Jahren wurden die Polymerisationskunststoffe entwickelt, deren wichtigste Vertreter für die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde die Methacrylate bildeten (SCHMIDT 1960). Wegen ihrer leichten Verarbeitungsweise und ihren sonstigen günstigen Eigenschaften fanden sie bald als Basiswerkstoffe Eingang in die prothetische Zahnheilkunde. BLUM und MARMANDE waren im Jahre 1948 die ersten, die den Versuch unternahmen, Kunststoffwurzeln mit einem Holzschraubenprofil in den Kieferknochen einzupflanzen. Ein ähnliches Verfahren wurde von FLOHR 1953 vorgestellt, der nach dem Vorschneiden eines Gewindes mit einem speziellen Gewindebohrer ebenfalls eine Methacrylatschraube mit Spitzengewinde in den Kieferknochen einbrachte. HEIB (1954), RAUSCHER (1955), FABER (1955)

und viele andere gliederten sogenannte Mischimplantate ein, indem sie den Kunststoff mit resorbierbaren Materialien wie mazeriertem Knochen oder Elfenbeingranulat versetzten. Dieses Vorgehen hatte zum Ziel, einerseits die Gewebeverträglichkeit der Implantate zu erhöhen, andererseits sollte mit Abbau und knöcherner Substitution des organischen Materials die Verankerung der Kunststoffimplantate im Lagergewebe gesteigert werden.

In der zahnärztlichen Implantologie der jüngeren Vergangenheit fand der in der zahnärztlichen Technik und Prothetik nach Entwicklung des Pulver-Flüssigkeitsverfahrens (Paladon-Verfahren) wichtigste Grundstoff, der Methacrylsäuremethylester (abgekürzt Methylmetacrylat) ebenfalls vielfältige Anwendung. MURILLO (1954), MAREL (1955), RAILLAND (1955), RINK (1957), WARHAUG und ZANDER (1959), PARANT (1961) und andere berichteten über die Implantation von Acrylatzähnen, wobei die letzten 5 Autoren insbesondere negative Ergebnisse herausstellten.

HODOSH und Mitarbeiter (1960, 1968, 1970, 1972) entwickelten eine Kunstwurzel aus 80 % Polymethacrylat und 20 % Knochenmehl und gaben gute Ergebnisse sowohl tierexperimentell als auch bei Menschen an.

HAMNER et al (1970) und LEW (1973) berichteten jedoch über negative Befunde bei Anwendung dieser Methode, die trotz zahlreicher Veröffentlichungen der Arbeitsgruppe um HODOSH insgesamt keine Bedeutung in der Zahnmedizin fand.

Mit der Entwicklung der Autopolymerisate (HATTEMER 1956, BÜSSING 1956, HEGEDÜS und INKE 1957, TOBINWHITE 1958) wurden auch diese Substanzen (Kaltpolymerisate) - jedoch fast ausschließlich mit negativen

Ergebnissen - in der Dentalimplantologie erprobt und klinisch angewendet.

Erst nachdem sehr gewebefreundliche Autopolymerisate mit niedrigen Abbinde-temperaturen (z.B. Palakos R) für orthopädische Implantationszwecke entwickelt und klinisch mit Erfolg erprobt waren (HULLIGER 1962, MÜLLER 1962, SCHEUBA 1966, WILLERT und SCHREIBER 1969 und viele andere), wurde nochmals ein Versuch unternommen, selbsthärtende Kunststoffe für Dentalimplantate zu verwenden.

In Deutschland wurden von ARNAUDOW "künstliche Zahnwurzeln aus Palakos" klinisch erprobt (ARNAUDOW 1970, 1972). ARNAUDOW entwickelte eine Kunststoff-Zahnwurzel, die aus einem Hartmetallkern (Permadur) besteht, der mit einer 3 cm dicken auspolymerisierten Palacos-Schicht umschichtet ist. Diese auspolymerisierte Kunststoffwurzel wird mit Palacos von sahniger Konsistenz beschichtet und in eine mit einer genommenen Fräse geschaffenen Alveole eingeschoben. Zur besseren Retention und Verspreitzung der Palacosmasse in der Spongiosa des Kieferknochens werden beim Anlegen der künstlichen Alveole (mit Hilfe eines Radbohrers) seitliche Einschnitte in die Alveolenwand geätzt.

Während ARNAUDOW nach einer Anwendungszeit von 3 Jahren bei 200 Patienten über 27 % Mißerfolge berichtete und die von ihm entwickelte Methode günstig beurteilt (ARNAUDOW und GERLICH 1972), hat sich dieses Verfahren - obwohl klinisch leicht durchführbar - nicht durchsetzen können. Ein entscheidender Nachteil dieser Methode liegt darin, daß auf

Grund der großflächigen (röntgenunsichtbaren) Verankerung der Palacos-Masse in der Spongiosa es immer Schwierigkeiten bereitet, ein derartiges Implantat gegebenenfalls wieder vollständig zu entfernen. Dies ist in der Regel nur unter Verlust großer Anteile von Alveolarknochen möglich (PEPPMEIER 1974).

4.3.3. Kohlenstoff-Implantate

Ende der 60iger Jahre wurde in den USA ein Verfahren entwickelt, durch Verbrennungsprozesse phenolischer Harze reinen Kohlenstoff in schwarzer, mikrokristalliner Form herzustellen. Die physikalischen Eigenschaften dieser sogenannten Glaskohle ließen eine Anwendung in der Medizin als günstig erscheinen. Umfangreiche experimentelle Untersuchungen (COWARD 1967, NASA 1969, BENSON 1971, STANITZKI and MOONROY 1973 und andere) unterstrichen die guten Materialeigenschaften und die Gewebefreundlichkeit der Glaskohle, so daß sie als Gewebeersatzmaterial unter anderem in der Herzchirurgie und in der orthopädischen Endoprothetik Anwendung fand.

Die Firma Vitradent übertrug die Erfahrungen mit Glaskohle auf die Zahnmedizin. Ab 1970 wurde an der Entwicklung eines Dentalimplantates aus Glaskohle gearbeitet (von FRAUENHOFER 1971, REEDY 1973, STALLARD et al 1974, GRENOBLE et al 1975). 1971 wurde es an der University of Southern California (Los Angeles) erstmalig klinisch verwendet (VOSS et al 1974, MILLS et al 1974).

In Deutschland hat bisher lediglich FRENKEL 1977 über die Anwendung des "Vitradent-Wurzelimplantates" berichtet.

Als entscheidender Nachteil der Glaskohleimplantate muß ihre große und relativ klobige Form angesehen werden. Selbst die kleinsten der entwickelten Implantatkörper von 3 mm Breite benötigen eine Kieferkambreite von mindestens 6 mm, da - wie auch bei allen anderen enossalen Implantaten - auf jeder Seite des Implantates in der vestibulo-oralen Dimension mindestens 1 mm Knochendicke zur Stabilisierung vorhanden sein muß. Aus diesen Gegebenheiten heraus und aufgrund einer technisch und zeitlich aufwendigen aber notwendigen Schienung der Glaskohleimplantate während der Einheilungsphase (Zeitraum von 2 - 12 Monaten), wird die Indikation und Anwendungsbreite der Glaskohleimplantate in der vorliegenden Form - trotz der mineralbedingten Vorteile - zunächst eingeschränkt bleiben.

4.3.4. Keramik-Implantate

Nachdem schon im vorigen Jahrhundert - insbesondere von ZNAMENSKY (1891) - die Implantation von Porzellan Wurzeln propagiert worden war, wurde auch Anfang dieses Jahrhunderts von mehreren Autoren der Versuch unternommen, Dentalimplantate aus Porzellan im Alveolarknochen auf Dauer zu befestigen (SCHOLL 1905, BRILL 1931, DEWEY und ZUGSMITH 1932, GATZKA 1938, HELD 1939, HRUSKA 1956 u.a.).

Die heute in der zahnärztlichen Implantologie experimentell und klinisch verwendeten Keramikmassen lassen sich unterscheiden in die bioinaktive

Keramik (Aluminiumoxyd-Keramik) und die sogenannte bioaktive Keramik (Glaskeramik, Tri-Calcium-Phosphat-Keramik).

4.3.4.1. Bioinaktive Keramik – Al_2O_3 Keramik

In den 60iger Jahren entwickelte SANDHAUS bei umfangreichen material-technischen und tierexperimentellen Vorversuchen eine Dentalschraube, die aus Al_2O_3 mit einem Reinheitsgrad von 99,5 % (bei Spurenzusatz von Cr_2O_3) besteht (Sandhaus 1966, 1969, 1971, 1975). Dieser sogenannte CBS-Anker (Cristalline Bone Screw) wurde von Sandhaus in großer Zahl klinisch verwendet, wobei er selbst eine Mißerfolgsquote von etwa 12 % angab (zit. nach RANDZIO 1976). Nachuntersuchungen anderer Autoren bei Patienten, die mit CBS-Ankern versorgt worden waren (RATHGEB, zit. nach RANDZIO, 1976, TETSCH und PEPPMEIER, 1973), ergaben weit höhere Mißerfolgswahlen. Insgesamt gesehen konnte sich die Keramik-Schraube nach SANDHAUS in Deutschland nicht durchsetzen.

Nachdem Anfang der 70iger Jahre die Al_2O_3 Keramik als Knochenersatzmaterialien an Bedeutung gewann und eine intensive Forschungsarbeit insbesondere in orthopädischen Kliniken die materialbedingten Vorteile der Keramik gegenüber Metallen und Kunststoffen herausgestellt hatte, (RHINELANDER et al 1971, GRISS et al 1974, HENSIKE et al 1974, MITTELMEIER 1975, DÖRRE et al 1975, SEMLITSCH et al 1976 und viele andere), wurde auch von zahnärztlicher Seite an der Al_2O_3 -Keramik als Implantatwerkstoff wieder vermehrtes Interesse gezeigt.

JACOBS und KIRSCH (1974) gliederten bei einem Hund ein Blattimplantat ein, das mit keramischer Masse nach der Technik der Aufbrennkeramik beschichtet war. Aufgrund histologisch günstiger Ergebnisse (Bindegewebsschicht zwischen Implantat und Knochen war nur gering ausgebildet) dieses kaufunktionell jedoch kaum belasteten Implantates folgerten sie, daß ein porzellanumbranntes Blattimplantat den Metallimplantaten vorzuziehen sei.

KIRSCHNER und Mitarbeiter (1975) berichteten ebenfalls über gute histologische Ergebnisse im Tierexperiment mit einem metallstabilisierten, zylinderischen, porösen Keramikimplantat. Bei der Keramikmasse handelte es sich um die handelsübliche dentale Aufbrennkeramikmasse, die mit menschlichem Dentinmehl im Verhältnis 20 : 3 gemischt und bei 980° gebrannt war.

SCHULTE beschrieb 1976 das sogenannte "Tübinger Sofort-Implantat", ein stufen-, kegelförmiges Implantat aus Al_2O_3 -Keramik. Durch seine poröse Oberflächengestaltung soll eine Oberflächenmaximierung erreicht und das Einwachsen von Osteonen in die lakunäre Oberfläche ermöglicht werden.

MUTSHELKNAUSS stellte 1977 Extensionsimplantate aus einer Al_2O_3 -Keramik vor (Abb. 9).

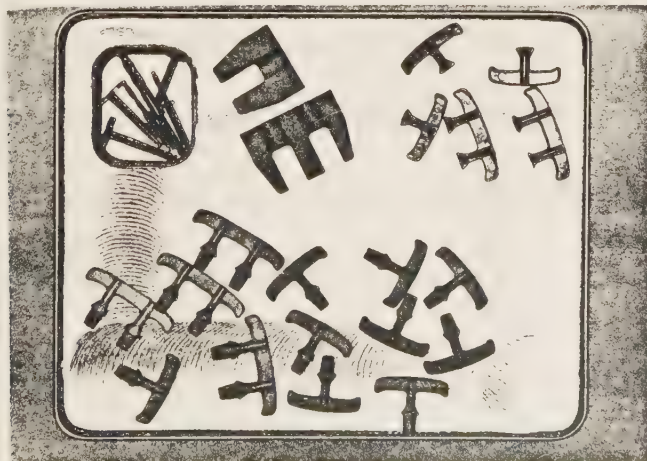


Abb. 8. /Keramik-Implantate nach MUTSHELKNAUSS

Obwohl die Biokompatibilität, die Verschleißfestigkeit, die Körperbeständigkeit und das Fehlen von Metallose bei Al_2O_3 -Keramiken hinreichend bewiesen und heute zum gesicherten Erkenntnisstand gehört, ist in der schlechten Verformbarkeit, der geringen Biegedruckfestigkeit und insbesondere der materialbedingten klobigen Gestaltung der Al_2O_3 -Dentalimplantate gegenüber Metallimplantaten ein nicht unerheblicher Nachteil zu sehen.

Eine Beurteilung der heute für die Dentalimplantologie empfohlenen Al_2O_3 -Implantate kann erst erfolgen, wenn mehrjährige klinische Erfahrungen vorliegen. Insgesamt gesehen lassen die Al_2O_3 -Implantate eine günstige Prognose erwarten.

4.3.4.2. Bioaktive Keramik

Im Jahre 1977 wurde von STRUNZ und Mitarbeitern eine bioaktive Keramik, die Glaskeramik, als Implantationsmaterial in der Kieferchirurgie vorgestellt.

Bei der Glaskeramik, die von HENSH (1971) in die Medizin eingeführt und von BLENCKE et al (1973, 1974, 1975 u.a.) experimentell erforscht wurde, handelt es sich um ein teilweise oder vollständig kristallisiertes Glas (Siliko-Phosphat-Glas), das neben CaO , Na_2O , P_2O_5 auch etwa 40 Gewichts-% SiO_2 (Quarz) enthält (MÜHLEMANN 1975).

Technisch werden derartige Glaskeramiken durch Keramisierung von Glas unter spezieller Wärmeapplikation gewonnen.

Als Kontaktmöglichkeiten dieser Glaskeramiken mit dem Knochen werden echte chemische Verbindungen vom Typ der kovalenten Bindungen wie $\text{Po}_4\text{-SiO}$ (Verbindungen mit dem Hydroxyl-Appatit des Knochens) oder $\text{NH}_3\text{-SiO}$ (Verbindung mit der Kollagenmatrix) oder aber Wasserstoffbrücken und van der Waalsche Bindungen diskutiert.

BLENCKE et al (1975) berichteten, daß mit der Glaskeramik "Cervital^R" in Tierversuchen in wenigen Wochen ein direkter Kontakt zwischen Knochengewebe und Implantat eingetreten war. Dabei habe es sich um reifen, voll kalzifizierten Knochen gehandelt.

Ebenfalls konnte STRUNZ et al (1977) im Tierversuch eine direkte Anlagerung von lamellären Knochen an die eingebrachten Implantate nach 3 Monaten beobachten.

Es gilt jedoch zu berücksichtigen, daß das direkte Heranwachsen des Knochens an die Glaskeramik, (wobei die Verbindung über sogenannte osteoide Säume geschieht, STRUNZ et al 1977) bisher nur an unbelasteten Implantatkörpern festgestellt werden konnte.

Bei Belastungen ist nicht auszuschließen (MITTELMEIER und HARMS 1977), daß sich infolge der unphysiologischen Krafteinleitung und der unterschiedlichen Elastizitätsverhältnisse zwischen Implantat und Knochen auch hier - wie bei anderen Implantatmaterialien - eine bindegewebige Grenzmembran als Pufferschicht ausbilden wird.

Über die von RIES (1977) in Zusammenarbeit mit dem Battell-Institut in Frankfurt entwickelten Tri-Calcium-Phosphat-Keramik liegen noch keine

wissenschaftlichen Berichte vor.

5. Anforderungen an enossale Implantate

Zur risikolosen und klinisch erfolgreichen Anwendung müssen Dentalimplantate chemische und funktionelle Grundforderungen erfüllen. Chemisch sollte die Implantatoberfläche unlöslich, korrosionsfest und elektrisch neutral sein, sowie in einem pH-Bereich von 6,5 bis 7,5 liegen. Funktionell sollte das Implantat subjektiv ohne Beschwerden und objektiv ohne pathologische Veränderungen des Implantatlagers kaufunktionell belastbar sein (MÜHLEMANN 1975).

5.1. Werkstoffkundliche Anforderungen

5.1.1. Chemische Biokompatibilität

Bei den heute in der Dentalimplantologie gebräuchlichen Werkstoffen (Tantal, Titan, Kunststoffe, Kohlenstoff, Keramik) spielen nach SCHLEGEL (1974) materialbedingte Gewebeschädigungen insgesamt nur eine sekundäre Rolle. Bei Metallimplantaten muß man jedoch davon ausgehen, daß sie vom Gewebe nicht völlig reaktionslos ertragen werden (RÜEDI 1975). Einige Autoren bevorzugen deshalb die Werkstoffe Kohlenstoff, Kunststoff oder Keramik, um Gewebereaktionen im Sinne einer Metallose von vornherein auszuschließen (SANDHAUS 1975, KIRSCHNER 1975, SCHULTE 1976, JACOBS 1977, STRUNZ 1977, MUTSCHELKNAUSS 1977 u.a.).

5.1.1.1. Metallose

Unter dem Sammelbegriff Metallose werden (nach CONTZEN 1967) Reaktionen zusammengefaßt, die metallische Implantate im Körpergewebe auslösen. Es kann sich dabei um Veränderungen handeln, die den submikroskopischen Bereich des Zellstoffwechsels betreffen, um mikroskopisch sichtbare Gewebereaktionen sowie makroskopisch erfaßbare Gewebeverfärbungen.

Als Ursache derartiger Schädigungen wird die zytotoxische Wirkung von Metallionen angenommen, die entweder mechanisch abgescheuert oder aber auf elektrochemischem Wege - durch Korrosion - frei werden.

Wie die einzelnen Metallionen mit dem Zellstoffwechsel interferieren ist noch wenig erforscht. Offensichtlich hängt die Stärke der Gewebereaktion von der Stärke einer eventuellen Korrosion ab. Überschreiten die Mengen der in das Gewebe diffundierenden Salze bestimmte Größenordnungen, so können sie toxische Wirkungen haben, die sich von wachstumshemmend über entzündungserzeugend bis zur Nekrose steigern können (REHBERG 1972).

So beschrieb WILLIAMS (1971) die zellulären Reaktionen in der Umgebung metallischer Implantate als Bild einer abakteriellen Entzündung mit polymorphkernigen Leukozyten, Lymphozyten, Plasmazellen sowie Histiocyten und Riesenzellen. Nach LAING et al (1958) bestand eine Proportionalität zwischen der Dicke der das Implantat umgebenden Bindegewebskapsel und der Menge der Korrosionsprodukte. Von SCALES und ZAREK (1955) wurden in Abhängigkeit von der Zytopathogenität der Werkstoffe und ihrer Korrosi-

onsprodukte, Gewebnekrosen oder auch ein Ausbleiben der Kalzifikation gefunden.

5.1.1.2. Korrosion

Unter der Korrosion von Metallen wird im weitesten Sinne ihre Zerstörung durch chemische oder elektrochemische Prozesse aufgefaßt. Als Ursache für die Korrosionserscheinungen wird der "Lösungsdruck" der Metalle angenommen. Dieser entsteht dadurch, daß erst durch besondere physikalische Maßnahmen die meisten Metalle aus dem mineralischen Zustand in den festen metallischen Zustand überführt werden und deshalb bestrebt sind, in den thermodynamisch wahrscheinlicheren Zustand ihrer mineralischen Verbindung zurückzukehren (CONTZEN 1967, REHBERG 1972).

Jedes Metall, daß in einen Elektrolyt eingetaucht wird - in der Dentalimplantologie sind Speichel und Gewebsflüssigkeit als Elektrolyte anzusehen - hat zunächst das Bestreben, Metallionen in Lösung zu schicken. Diese Metallionen sind elektrisch positiv aufgeladen. Durch ihr "in Lösung gehen" wird das Metall negativ aufgeladen. Diese negative Ladung bindet die positiven Ionen in unmittelbarer Metallnähe. Es bildet sich im Bereich der Metalloberfläche ein Gleichgewicht.

Dieses Gleichgewicht kann gestört werden, wenn die Metallionen mit dem Elektrolyten unter Bildung un- oder schwerlöslicher Verbindungen reagieren. Auf diese Weise treten immer mehr Ionen aus dem Metall aus. Eine zweite

Möglichkeit der Störung des Gleichgewichtes besteht darin, daß ein anderes Metall so in den Elektrolyten eingetaucht wird, daß sich beide Metalle berühren. Auch dadurch entsteht ein galvanisches Element, so daß ständig neue Ionen in Lösung gehen können. Durch diese Abgabe von Metallionen löst sich das Metall auf, es korrodiert.

Der Vorgang der Metallauflösung findet an der unedleren Anode statt. Nach FRANK und ZITTER (1971) kann für die Metallauflösung folgende Ionengleichung geschrieben werden: $\text{Me} \rightarrow \text{Me}^{2+} + 2\text{e}^-$.

Die Metallionen (Me^{2+}) können in das Gewebe eindringen und sind je nach herrschendem pH-Wert entweder als solche dort beständig oder fallen als Metalloxide nach der Gleichung $\text{Me}^{2+} + 2\text{OH}^- \rightarrow \text{Me}(\text{OH})_2$ aus. Diesem immer an der Anode ablaufenden Vorgang (Oxidation) steht aus Gründen der Elektroneutralität immer eine Reduktion an der Kathode gegenüber. Der in der Gewebsflüssigkeit lösliche Sauerstoff wird dabei nach der Umsetzungsgleichung $1/2 \text{O}_2 + \text{H}_2\text{O} + 2\text{e}^- \rightarrow 2\text{OH}^-$ reduziert. CLARKE und HICKMANN (zit. nach CONTZEN 1967) entwickelten auf der Grundlage dieser Zusammenhänge eine spezielle Meßtechnik, die Aufschlüsse über die Korrosionsbeständigkeit verschiedener Metalle liefert. Es wird dabei die sogenannte "Anodic-back-electromotive force" (ABE) gemessen (hoher ABE-Wert = hohe Korrosionsbeständigkeit). Bei der Benutzung von Pferdeserum als Elektrolyt ergeben sich folgende Werte:

<u>Werkstoff</u>	<u>ABE Wert</u>
Titan	+ 3500
Tantal	+ 1650
Gold	+ 1000
V2A-Stahl	+ 300
reines Eisen	- 500

Der Korrosionsvorgang geht in jedem Falle von der Oberfläche der Implantate aus. Man unterscheidet dabei einen ebenmäßigen Korrosionsangriff, der sich gleichmäßig über die gesamte Oberfläche erstreckt und einen örtlichen Korrosionsangriff, ("Lochfraß") der nur bestimmte Stellen des Implantates betrifft. Letzterer hat für das umgebende Gewebe meist geringeren, für das Implantat selbst aber oft schwerwiegendere Folgen (FRANK und ZITTER 1971).

Nach REHBERG (1972) haben für die Dentalimplantologie folgende Formen der Korrosion praktische Bedeutung: die Spannungsrißkorrosion, die bei Belastungen von außen oder Eigenspannungen des Metalls bei gleichzeitiger Einwirkung des Korrosionsmittels zu einem interkristallinen Aufreißen des Werkstoffes führen kann. Die Kontaktkorrosion, die immer dann auftreten kann, wenn zwei Metalle mit verschiedenen Potentialen in latenter Verbindung unter Anwesenheit eines Elektrolyten stehen. Das unedlere Metall geht dabei verstärkt in Lösung. Ebenfalls ist nach REHBERG (1972) eine Korrosion unter Einwirkung von Mikroorganismen möglich, wenn diese sich als filmähnliche Bedeckung auf feuchtem Metall befinden. Es entstehen da-

durch unterschiedliche Salz-, Säure- und Sauerstoffkonzentrationen, die zur Bildung von Lokalelementen und damit zur Korrosion führen können.

Um die beschriebenen Erscheinungen der Korrosion auszuschließen oder zumindest in Grenzen zu halten werden in der Dentalimplantologie Metalle verwendet, die an ihrer Oberfläche beständige Schutzschichten bilden können. Die Fähigkeit zur Bildung solcher isolierender, das Metall vom korrodierenden Medium abgrenzender Schutzschichten wird als Passivierbarkeit, der erreichte Zustand erhöhter Korrosionsbeständigkeit als Passivität bezeichnet (FRANK und ZITTER 1971).

Die Metalle bilden in einem ersten anlaufenden elektrolytischen Prozess auf ihrer Oberfläche eine porenfreie Deckschicht aus unlöslichen Produkten, die jeden weiteren Stromfluss unterbindet. Im allgemeinen bestehen die Passiv-Schichten aus den Oxyden der betreffenden Elemente, bei TITAN und TANTAL aus TiO_2 bzw. Ta_2O_5 .

Eisen ist beispielsweise nicht in der Lage an der Metalloberfläche eine homogene Passivierungsschicht zu bilden, erst ein Zusatz von Chrom zum Eisen verhindert deshalb das Rosten des Eisens.

Für die Implantologie von Wichtigkeit ist die Tatsache, daß auch ausgebildete Passivierungsschichten, da sie sehr dünn sind (10 Atom-Abstände), zerstört werden können. Dies kann beispielsweise durch Auflagerung von Fremdmetallen oder durch mechanische Zerstörung (Reibung, Biegung) bedingt sein (MARXKORS 1964, EVANS 1965).

Für die Praxis bedeuten diese Zusammenhänge, daß das Implantat hinsichtlich seiner Dimensionierung so gestaltet sein muß, daß nicht über Verformungen des Metallgefüges die Passivität der Metalloberfläche (ständig) zerstört wird. Während des chirurgischen Eingriffs sollte das Implantat weiterhin so bearbeitet werden, daß keine Auflagerungen oder oberflächlichen Einschlüsse von Fremdmetallen (z.B. Fe) oder sonstige Verunreinigungen zurückbleiben. Kein Implantatteil sollte ständig Reibebeanspruchungen ausgesetzt werden, um die schützende Passivierungsschicht nicht ständig zu unterbrechen und damit eine mögliche Korrosion an dieser Stelle zu fördern (REHBERG 1972).

5.1.2. Funktionelle Biokompatibilität

Unter dem Begriff der funktionellen Biokompatibilität eines Implantates können seine mechanisch - statischen Materialeigenschaften, seine mikromorphologische Oberflächenbeschaffenheit und die makroskopische Form, d.h. die Implantatgeometrie zusammengefaßt werden.

5.1.2.1. Mechanisch-statische Materialeigenschaften

Die Biostabilität eines Implantates hängt ab von der Härte, der Durchbiegefähigkeit, der Elastizität und Sprödigkeit des verwendeten Werkstoffes (MÜHLEMANN 1975). Die exakte Abstimmung der Formgebung mit den jeweiligen mechanisch-statischen Materialeigenschaften zur Vermeidung von Brüchen und Verformungen bereitet in der Dentalimplantologie oft

Schwierigkeiten, da Dentalimplantate einerseits ständig wechselnden statischen und dynamischen Kräften ausgesetzt sind, sie andererseits aus Platzgründen nicht beliebig stark dimensioniert werden können.

Für Dentalimplantate wird Formstabilität gefordert. (FRENKEL 1973, LINKOW 1976). Über das Ausmaß der erwünschten Steifheit herrschen jedoch widersprüchliche Ansichten. Während PRUIN (1974) eine "Elastizität im Mikrobereich" für wünschenswert hält, fordert LINKOW (1976) ein zwar stabiles aber biegbares Material. LHOTSKY (1973) verlangt vom Implantat eine "biodynamische Wirkung", was ebenfalls eine gewisse Elastizität des Implantates voraussetzt. Eine andere Entwicklung sucht nach Implantationsmaterialien mit einem knochenähnlichen Elastizitätsmodul (PREDECKI et al 1972, HOMSY 1973). Sie basiert auf der Überlegung, daß bei der Kauarbeit und insbesondere bei Öffnungs- und Vorschubbewegungen des Unterkiefers elastische Deformationen der Mandibula in meßbaren Größenordnungen auftreten (JUNG 1952, MARX 1966). Selbst wenn die Implantate nicht durch den Kauakt belastet werden, sind bei unterschiedlichem E-Modul von Knochen und Implantat Relativbewegungen zwischen (vor allem großen) Implantaten und dem Knochen nicht auszuschließen (RAHN 1976). Eine Verhinderung derartiger Verschiebewegungen zwischen den Implantaten und knöchernem Lager ist nur möglich, wenn die Festigkeitswerte des Implantates an die des Knochenlagers angenähert sind.

Die modernen Metallimplantate aus Tantal, Titan oder Titanlegierungen erfüllen im Großen und Ganzen die mechanischen Anforderungen. Porzellan

und Kohlenstoffe haben wegen ihrer hohen Sprödigkeit und schwierigen Verarbeitung in dieser Hinsicht deutliche Nachteile (MÜHLEMANN 1975).

5.1.2.2. Mikro-morphologische Oberflächenbeschaffenheit

Einen wesentlichen Einfluß auf die Biokompatibilität oder die Biostabilität des Implantates hat seine mikro-morphologische Oberflächenbeschaffenheit. Sie bestimmt weitgehend die Histologie und die Gewebs-Implantat-Interaktionen an der Grenzfläche (MÜHLEMANN 1975).

Während HEUSER bei Metallimplantaten noch 1959 die Meinung vertrat, die Implantate auf Hochglanz zu polieren, um durch Oberflächenverdichtung die Korrosionsbeständigkeit zu verbessern, ist man heute fast einhellig der Meinung, Oberflächenrauigkeiten zu belassen, wie sie beispielsweise nach dem Sandstrahlen oder nach dem elektrolytischen Glänzen vorhanden sind (SCHWINDLING 1960, JACOBS 1974, STALLERT et al 1974, PRUIN 1978). Diese Rauigkeiten betreffen jedoch nur den enossalen, im Knochen verankerten Teil des Implantates. Der Implantathals sollte absolut glatt sein, um Plaqueanlagerungen zu erschweren (MÜHLEMANN 1975).

Neben bewußt belassenen Rauigkeiten an der Implantatoberfläche wird versucht, durch die Verwendung poröser Werkstoffe (poröse Kunststoffe, Metalle oder Keramik) die Verbindung zwischen Implantaten und umgebendem Bindegewebe intensiver zu gestalten. Poröses Titan wurde zur besseren Immobilisation und Einheilung von Endoprothesen in der orthopädischen

Chirurgie eingesetzt. Über erste Erfahrungen mit porösem Porzellan berichtete SMITH 1963 (MOYLE et al 1973). Es handelte sich dabei um Cerosen, ein Al_2O_3 -Porzellan mit einer Porenweite von $18\text{ }\mu\text{m}$. Klinisch waren die Ergebnisse mit Cerosen enttäuschend, was auf die zu kleine Porengröße zurückgeführt wurde.

Nach HUBERT (zit. n. MÜHLEMANN 1975) ergibt sich die beste mechanische Verankerung bei einem Porendurchmesser von etwa $400\text{ }\mu\text{m}$ bei einer Porentiefe von $75 - 100\text{ }\mu\text{m}$. Der minimale Porendurchmesser zum Einwachsen von Bindegewebe bewegt sich im Bereich von $5 - 15\text{ }\mu\text{m}$, von Osteoid bei $30\text{ }\mu\text{m}$, von mineralisiertem Knochengewebe bei $75\text{ }\mu\text{m}$.

Die bisherigen Untersuchungen haben ergeben, daß bei genügender Porengröße Knochen in poröse Metalle und poröse Keramiken hineinwächst. Die Vergrößerung der Implantatfläche durch die poröse Oberflächengestaltung ermöglicht dabei eine günstige Verteilung der angreifenden Kräfte. Nach MÜHLEMANN (1975) werden durch die Porosität zusätzlich die physikalischen Eigenschaften von Metallimplantaten im biologisch günstigen Sinne verändert, da beispielsweise die mechanischen Eigenschaften (Festigkeit) von porösem Titan nur etwa zwei mal größer, von solidem glatten Titan jedoch etwa vier mal größer als diejenigen des Knochens sind. Nach MOYLE et al (1973) hat Titan mit knochengefüllten Poren nur einen doppelt so hohen Elastizitätsmodul wie der Knochen. Schwingungsenergie wird durch einen derartigen Knochen-Implantat-Verband in ähnlichem Ausmaß wie durch den Knochen absorbiert.

Als Nachteil der porösen Keramik- und Metallwerkstoffe als auch keramischer Massen mit einer bio-aktiven Oberfläche (siehe Kap. 4.3.4.2.) muß ihre geringe Festigkeit und schwierige Formgestaltung angesehen werden. Bei Metallimplantaten mit einer stärkeren Oberflächenporosität ist die Frage einer eventuell erhöhten Korrosionsanfälligkeit noch nicht definitiv geklärt.

Trotz dieser noch offenen Fragen sollte in Zukunft porösen Implantaten oder stabilen Implantatmaterialien mit porösen Ummantellungen oder bio-aktiven Oberflächenstrukturen ernsthafte Beachtung geschenkt werden.

5.1.2.3. Implantatgeometrie

Die makroskopische Form eines Implantates, die Implantatgeometrie ist für die Druckverteilung im Lagergewebe und damit indirekt für den Erfolg eines Implantates von wesentlicher Bedeutung. Grundsätzlich gilt es, scharfe Kanten und Einkerbungen sowie abrupte Querschnittsveränderungen an der Implantatoberfläche zu vermeiden, um mechanische Spitzenbelastungen auf den Knochen an diesen Stellen möglichst in physiologisch tragbaren Grenzen zu halten.

Da die heute gebräuchlichen enossalen Implantate von der Form her (schrauben- und blattförmig) relativ kompliziert geformte Körper darstellen, ist eine detaillierte Ermittlung der für die Beanspruchung des knöchernen Lagergewebes günstigsten Oberflächenform auf rechnerischem Wege sehr

schwierig. Aussagen über zweckmäßige makroskopische Formgebungen enossaler Implantate wurden bisher an Hand spannungsoptischer Untersuchungen gemacht (KANTH 1975, RANDZIO 1976).

Nach Untersuchungen von RANDZIO (1976) lagen bei Schraubenimplantaten nach HEINRICH Spitzenbelastungen im Bereich der Gewindekanten vor, wobei die hauptsächlichsten Beanspruchungen im Bereich der mittleren Gewindegänge lag. Die Ecken zwischen Gewindegängen und Schraubenkern zeigten die geringsten Beanspruchungen. Deutlich tragende Teile - besonders unter horizontalen Belastungen - waren die Gewindegrate, die Halszone und die Spitze der Schrauben. RANDZIO (1977) schlug als Resümee seiner experimentellen Untersuchungen für Schraubenimplantate ein nicht zu tief geschnittenes Rundgewinde vor, um auf diese Weise Druckspitzen an den Gewindegraten zu vermeiden und den Implantatkern in stärkerem Maße zur Weiterleitung von Kräften mit heranzuziehen.

Bei Blattimplantaten wurden Vertikalbelastungen in erster Linie auf die Implantatschulter und die fußähnlich auslaufenden basalen Frontsätze verteilt. Bei horizontaler Krafteinleitung wurde die Halsregion und der Raum zwischen den Implantatfüßen relativ stark, die Implantatfenster verhältnismäßig wenig beansprucht. RANDZIO (1977) schloß aus diesen Untersuchungen für die Formgebung von Blattimplantaten: die Endostruktur soll möglichst groß sein, um das zur Verfügung stehende Knochenlager ausgedehnt zu erfassen. Wo es die Knochenverhältnisse erlauben, sollten basal geschlossene Implantate verwendet werden, da basal offene Klingenimplantate statisch

ungünstiger erschienen. Zum Ausgleich seitlich angreifender Kräfte sollten die Implantate möglichst tief im Knochen verankert werden.

5.2. Klinisch-praktische Anforderungen an ein enossales Implantat

Neben Werkstoffkundlichem muß das enossale Implantat auch klinisch-praktischen Anforderungen entsprechen.

Das Implantat sollte mit einem relativ einfachen chirurgischen Eingriff und ohne all zu große Anforderungen an das räumliche Vorstellungsvermögen des Operateurs in den Knochen einzubringen sein. Es sollte hinsichtlich seiner makroskopischen Form so gestaltet sein, daß seine komplette Entfernung ohne Schwierigkeiten und ohne größere Schädigung von Kieferknochen und -schleimhaut möglich ist.

Aus Gründen der Kontrolle sollte es möglichst aus einem röntgenpositiven Material bestehen.

Das enossale Implantat muß von sich aus, d.h. ohne zusätzliche sekundäre Schienung auf chirurgischem Wege primär stabil im Knochen zu verankern sein. Die postoperative prothetisch-mechanische Stabilisierung über provisorische Brücken und Kunststoffschienen darf nur als eine zusätzlich-stabilisierende Maßnahme gelten. Um dieses Ziel zu erreichen haben diejenigen Implantate praktisch-klinische Vorteile, für die abgestimmte Normbestecke entwickelt wurden. Mit ihnen läßt sich während des chirurgischen

Eingriffs weitestgehend eine breitflächige Kongruenz zwischen Implantat und dem chirurgisch geschaffenen Knochenlager und damit eine primäre Stabilität des Implantates erreichen.

5.3. Tumorfrage

Die Frage der Induktion tumorösen Wachstums durch implantierte Fremdkörper wurde und wird immer wieder diskutiert. Trotz der Vielzahl von Implantationen gibt es jedoch bisher nur vereinzelte Mitteilungen über Sarkombildungen, für die causal Implantate verantwortlich gemacht werden (OPPENHEIMER 1956, MC DOUGALL 1956).

Bei offenen Kieferimplantaten wurde das Auftreten bösartiger Geschwülste bisher noch nicht beschrieben.

NOTDURFT bewies 1955 aufgrund tierexperimenteller Untersuchungen, daß die Formgröße der Implantate für die Sarkogenese von grundsätzlicher Bedeutung ist. Sie nimmt mit der Größe des Implantates (Größenbereich 1 - 2,5 cm Durchmesser und mehr) zu. Es wird angenommen, daß die Ausbildung von Sarkomen durch die Minderdurchblutung des Gewebes im Bereich der Implantate (Sauerstoffmangel) beeinflußt werden kann (OTT 1970).

Aus dieser Sicht hat die Fensterung der Blattimplantate nicht nur mechanische Vorteile, sondern sie begünstigt gleichzeitig positiv den Stoffwechsel im Implantatlager.

Weiterhin wird für die Sarkomatisierung der Gesamttragezeit der alloplastischen Implantate Bedeutung beigemessen. OPPENHEIMER (1956) nimmt als

Latenzzeit bis zu einer möglichen Ausbildung von Sarkomen im Implantat-
lager 10 bis 15 Jahre, GLÄSER (1974) 40 bis 60 Jahre an.

SPAHN (1977) schlug aus diesen Erwägungen heraus vor, von einer Implan-
tation bei Jugendlichen unter 30 Jahren abzusehen, um der Gefahr der
Tumorentstehung durch Langzeitimplantation von vorneherein vorzubeugen.
Zusammenfassend sollte die Gefahr der Induktion eines tumorösen Wachs-
tums durch Fremdkörper nicht bagatellisiert, aber auch nicht überbewertet
werden.

6. Indikationen und Kontraindikationen bei enossalen Implantaten

Die Ansichten über die Indikation zum enossalen Implantat sind bis heute
sehr unterschiedlich. Sie reichen von der Bezeichnung "Kunstfehler" bis
zur vorbehaltlosen Empfehlung (RHEINWALD 1970). Für ACKERMANN
(zit. n. HINDES 1972) stellt beispielsweise das Beschleifen eines Zahnes
einen größeren Eingriff dar als eine Nadelimplantation. Er hält eine Im-
plantation dann für indiziert, wenn der Patient es wünscht. RICHTER (1973)
glaubt, daß mit der Entwicklung enossaler Implantate, der "Traum der Men-
schen von den dritten Zähnen" zu erfüllen sei.

Die Mehrzahl der mit Fragen der enossalen Implantologie wissenschaftlich
und praktisch befaßten Zahnärzteschaft war in den letzten Jahren der Mei-
nung, Implantate dann anzuwenden, wenn die konventionellen prothetischen
Möglichkeiten erschöpft seien und eine prothetische Konstruktion mit einem

enossalen Implantat als unterstützendes Hilfsmittel Aussichten auf Wiederherstellung der Gebißfunktion bieten würde (RHEINWALD 1970, BÖTTGER 1973, EICHNER 1973, FRENKEL 1973, TETSCH und PEPPMEIER 1973, PRUIN 1974^m BRINKMANN 1976, JACOBS 1976 und andere).

In letzter Zeit wurde von verschiedener Seite vorgeschlagen, die Indikation zum enossalen Implantat insgesamt zu erweitern. MARXKORS (1977) machte den Vorschlag das Indikationsgebiet über den Bereich der prothetisch nicht zufriedenstellend zu lösenden Fälle hinaus auszudehnen. BRAND (1974) hält ein enossales Implantat immer dann für indiziert, wenn Umstände gegeben sind, die eine komplikationslose Verankerung eines enossalen Implantates im Knochen mit einer zufriedenstellend langen Funktionsdauer erwarten lassen und wenn dabei ein therapeutischer Gewinn d.h. ein insgesamt günstigeres Behandlungsergebnis als bei einer konventionellen prothetischen Versorgung für den Patienten erzielt werden kann. Diese auch aus unserer Sicht vertretbare Erweiterung der Indikation ist aus der Summe der insgesamt positiven Erfahrungen entstanden, die in den letzten Jahren mit enossalen Implantaten gemacht wurden.

6.1. Kontraindikationen

Wenn man auch bei der Frage nach der Indikation enossaler Implantate geteilter Meinung sein kann, so steht außer Zweifel, daß bei einer Reihe intraoraler und allgemeinmedizinischer Befunde ein Implantat temporär oder generell kontraindiziert ist.

6.1.1. Allgemeinmedizinische Kontraindikationen

Vor jeder Implantation ist zur Vermeidung unnötiger Mißerfolge und zur Erkennung von Risikopatienten eine allgemeinmedizinisch-ärztliche Untersuchung des potentiellen Implantatträgers notwendig (PRUIN 1974, LINKOW 1970, SCHLEGEL 1974). Der Zahnarzt bekommt auf diese Weise Auskunft über frühere, sowie akut- oder chronisch bestehende Krankheiten und erhält Angaben über iatrogen verabreichte Therapeutika.

6.1.1.1. Temporäre allgemeinmedizinische Kontraindikation

Eine temporäre Reduktion der körpereigenen Abwehrkraft liegt vor, bei fieberhaften oder nicht fieberhaften Infekten (grippale Infekte, Bronchitiden, Infekte des Magen-, Darm-, Genitaltraktes etc.).

Ebenfalls werden Schwangerschaften - insbesondere aufgrund der Neigung der Frau zu gingivalen Infekten (Oestrogenspiegel) - zu den temporären Kontraindikationen gerechnet.

6.1.1.2. Absolute Allgemeinmedizinische Kontraindikationen

Endokrine Drüsenstörungen

Der Diabetes mellitus, die häufigste Stoffwechselerkrankung, muß als absolute Kontraindikation angesehen werden. Auch diätetisch und medikamentös gut eingestellten Diabetiker oder Altersdiabetiker sollten von

einer Implantation ausgeschlossen werden, da sie durch Diätfehler oder Infekte schnell aus der stabilen Stoffwechsellage abrutschen können.

Die auf die diabetogene Angiopathie zurückzuführende gingivale und parodontale Resistenzschwäche ermöglicht bei diesen Patienten dann vermehrt Wundheilungsstörungen, Ulcerationen und marginale Parodontitiden.

Wegen der katabolen Stoffwechsellage und einer generalisiert auftretenden Osteoporose kann eine Hyperthyreose - in Abhängigkeit von der Schwere des Krankheitsbildes - ebenfalls eine Kontraindikation für ein enossales Implantat bedeuten.

Weitere endokrine Störungen, wie Hyperparathyreoidismus, hypophysäre Störungen sowie Nebennierenrindenüber- und unterfunktionen schließen in der Regel - aufgrund des deutlich und typisch krankhaft veränderten Allgemeinzustandes - ein Implantat aus.

Corticosteroide als Therapeutikum

Patienten, die ständig mit Cortison - Derivaten behandelt werden, sind aufgrund der durch die Corticosteroide hervorgerufenen Verminderung der körpereigenen Abwehr (Immunsuppression) und der bei Langzeittherapie auftretenden Osteoporose (negative Kalziumbilanz durch vermehrtes Ausscheiden von Kalzium) ebenfalls für eine Implantation ungeeignet. Es handelt sich dabei um Patienten, die an Krankheiten des rheu-

matischen Formenkreises (primär chronische Polyarthritiden, Kollagenosen etc.), an allergischen Erkrankungen (z.B. Asthma bronchiale, ekzematöse Hauterkrankungen) oder an einigen Formen von Bluterkrankungen (Autoaggressionskrankheiten wie Leukopenien, Thrombocythopenien) leiden.

Herz- Kreislauf- Niereninsuffizienz

Patienten mit fortgeschrittenen Herz-Kreislauf- oder Nierenerkrankungen schließen sich normalerweise von selbst durch ihren augenscheinlich schlechten Allgemeinzustand und ihre geringe Belastbarkeit von zahnärztlichen Implantationen aus.

Bei leichteren Formen (z.B. ein mehrere Jahre zurückliegender Myocardinfarkt) sollte man, ausgehend von der Beurteilung des Krankheitsbildes durch den behandelnden Arzt, kritisch den Zustand des Patienten mit der Belastung einer zahnärztlichen Operation und einer über mehrere Sitzungen andauernden Zahnbehandlung abwägen.

Unter Antikoagulantienbehandlung stehende Patienten sowie Patienten mit hohem Blutdruck sind zur Vermeidung intra- und postoperativer Komplikationen von Implantationen in der Regel auszuschließen.

Anaemien, Leukosen oder Leukopenien verbieten aufgrund der starken Beeinträchtigung der körpereigenen Resistenz ein endossales Implantat,

ebenfalls hämorrhagische Diathesen, ganz gleich ob es sich um Thrombozytho-Angio- oder Koagulopathien handelt.

Krankheiten des knochenbildenden Systems (z.B. Ostitis deformans, Osteodystrophia fibrosa generalisata) sowie

Krankheiten mit chronisch - destruktivem Charakter (z.B. Tumoren, Tuberkulose, Lues) stellen selbstverständliche Kontraindikationen zum enossalen Implantat dar.

6.1.2. Zahnärztlich abzuklärende Kontraindikationen

Anatomisch-pathologische Gegebenheiten im Kieferbereich

Während lokale, pathologische Gegebenheiten wie Wurzelreste, verlagerte Zähne, Cysten u.a. zumindest temporär eine enossale Implantation in diesem Knochenbereich ausschließen, verhindern weit fortgeschrittene Atrophien der Alveolarkämme sowie Allergien und Schleimhauterkrankungen wie Leukoplakie, Lichen ruber planus, Glossitis (JACOBS 1976) generell im gesamten Ober- und Unterkieferbereich die Einbringung enossaler Implantate. Fortgeschrittene Pneumatisationen der Kieferhöhlen oder sehr cranial verlaufende Canales mandibulares verhindern partiell im Seitenzahnbereich des Ober- und Unterkiefers enossale Implantationen.

Prothetische Befunde

Patienten mit schwierigen Okklusionsverhältnissen (notwendige Bißerhöhung, große Vertikalabstände der Kieferkämme, Kiefergelenkserkrankungen,

Parafunktionen, dysgnathe Bißlage wie Tiefbiß, Deckbiß, Progenie, Prognathie), sollten nicht zu einer enossalen Implantation herangezogen werden (BÖTTGER 1974).

Hygiene - Index

Die Mundhygiene spielt für den therapeutischen Erfolg mit offenen Implantaten eine wesentliche Rolle (SCHLEGEL 1974). Nur bei einer von vorn herein guten Mundhygiene oder aber dann, wenn der Patient nach entsprechender Aufklärung und Motivation zur Mundpflege eine "positive Reaktionsdiagnose" ermöglicht und anschließend motiviert bleibt, haben enossale Implantate auf Dauer eine günstige Prognose.

Reduzierter Allgemeinzustand

Während einer umfassenden zahnärztlichen Voruntersuchung und Befunderhebung kann in der Regel ein groß-klinischer Überblick über den gesundheitlichen Allgemeinzustand des Patienten gewonnen werden.

Patienten mit reduziertem Allgemeinzustand - selbst wenn eine konkrete Krankheit nicht objektivierbar ist - sind zahnärztlicherseits zumindest temporär von Implantationen auszuschließen. Das Alter des Patienten ist in diesem Zusammenhang kein determinierender Faktor, wenn man davon absieht, daß im Alter, besonders während der Menopause der Frau, eine gewisse für Implantationen ungünstige Osteoporose des Knochenskeletts einsetzt. In der Gesamtbeurteilung sollte man sich nicht am chronologischen sondern mehr am biologischen Alter des Patienten orientieren.

6.1.3. Zahnärztlich abzuklärende Einschränkungen

Die Erfahrungen und Behandlungsergebnisse der letzten Jahre mit enossalen Implantaten haben herausgestellt, daß neben den unter Punkt 6.1. und 6.2. erwähnten Kontraindikationen die richtige Einschätzung einer Reihe zusätzlicher Faktoren für die Prognose enossaler Implantate von Bedeutung ist.

Implantationen im Oberkiefer

Die bisher veröffentlichten und auch unsere eigenen Ergebnisse mit enossalen Implantaten zeigen, daß im Oberkiefer – besonders im Seitenzahnbereich – auch dann, wenn die anatomische Situation (kleine Kieferhöhlen, ausreichende Knochensubstanz) grundsätzlich das Einbringen eines Implantates ermöglicht, die Prognose wesentlich schlechter ist als im Unterkiefer (TETSCH und PEPPMEIER 1973, FRENKEL 1973, BÖTTGER 1974, SCHILLER 1975, BARKER 1976, BRINKMANN 1976, KOCH 1976, MUTSCHELKNAUS 1977, TETSCH 1977, LEDERMANN 1978).

Für diese Tatsache ist die knöcherne Makro- und Mikrostruktur der Oberkieferalveolarkämme verantwortlich zu machen:

Die corticalisamen und sehr oft spitz zulaufenden, insgesamt schmalen Kieferkämme mit einer weitmaschigen Spongiosastruktur im Oberkiefer erschweren primär eine stabile Verankerung der Implantate und sind sekundär für eine Belastung durch enossale Implantate wenig geeignet. Im Unterkiefer sind durch die in der Regel gut ausgebildete Corticalis, die insge-

samt engmaschige Spongiosastruktur und durch die ausreichende Breite der Alveolarkämme wesentlich günstigere knöcherne Voraussetzungen für ein enossales Implantat gegeben. Das Indikationsgebiet für enossale Implantate liegt deshalb eindeutig im Bereich des Unterkiefers (KOCH 1976). Im Oberkiefer sollte nur unter größter Zurückhaltung und nach Ausschöpfung aller konventionellen prothetischen Möglichkeiten implantiert werden.

Art der Gegenbezahnung

Für die Prognose einer prothetisch implantologischen Behandlung ist die spätere Belastungssituation des durch ein Implantat geschaffenen künstlichen Pfeilers von entscheidender Bedeutung. Okkludiert das überkronte Implantat oder der durch Implantate stabilisierte, abnehmbare prothetische Ersatz mit den künstlichen Zähnen einer schleimhautgetragenen Prothese, so ist die Belastungssituation und damit die Prognose des Implantates wesentlich günstiger als wenn natürliche Zähne oder aber festsitzender Zahnersatz in Form von Brücken die Antagonisten des Implantates bilden (siehe Punkt 7.)

Bone-index

Unter dem sogenannten "bone-index" oder auch "biologischem Faktor" (Böttger 1974) wird pauschal die Widerstandsfähigkeit des Kieferknochens verstanden. Der "bone-index" ist nicht zu objektivieren und deshalb schwer abzugrenzen. Er ist nicht direkt sondern nur indirekt aus der Anamnese (frühzeitiger Zahnverlust durch Parodontalerkrankungen, Neigung zu paro-

dontalen Infekten, pathologische Reaktionen der Zähne und des Knochens auf geringe Belastungen des Zahnsystems durch Kronen, Brücken Füllungen und Teilprothesen) und aus klinischen Befunden (spongiöse Knochenstruktur, vertikale Knocheneinbrüche) abzuschätzen. Muß der "bone-index" insgesamt negativ beurteilt werden, sollte die Indikation zum enossalen Implantat stark eingeschränkt werden.

Psyche

Die psychische Einstellung des Patienten zur zahnärztlichen Behandlung kann die Arbeit des Behandelnden wesentlich erleichtern und die Erfolgsquote beeinflussen. PRUIN (1974) warnt im Zusammenhang mit implantologischen Eingriffen vor sogenannten "Problem-Patienten".

6.2. Indikationen zur zahnärztlichen Implantation

Unter Berücksichtigung der beschriebenen Kontraindikationen und Einschränkungen können bei folgenden klinischen Gegebenheiten heute prognostisch gute Behandlungsergebnisse mit enossalen Implantaten erwartet werden:

1. Totaler Zahnverlust im Unterkiefer
2. Ein- und beidseitige Frendlücken im Unterkiefer
3. Weitspannige Schaltlücken im Unterkiefer
4. Einzelzahnverlust im Bereich der Oberkieferfront
5. Stabilisierung gelockerter einwurzeliger Zähne

6.2.1. Totaler Zahnverlust im Unterkiefer

Ganz im Vordergrund der Indikation von enossalen Implantaten steht der zahnlose, stärker atrophierte Unterkiefer.

Der Unterkiefer als frei beweglicher und gelenkig mit der Schädelbasis verbundene Teil des Kauorgans unterliegt fast immer weit größeren atrophischen Veränderungen als der Oberkiefer. Hierfür sind einerseits der Fortfall der funktionellen Reize nach völligem Zahnverlust, andererseits aber auch übersteigerte Reizeinflüsse durch schlecht sitzende Teil- und Vollprothesen verantwortlich zu machen. Nach HÄUPL (1961) kommt es durch überschwellige Reizeinflüsse von Prothesen zu pathologischen Gewebereaktionen der Kieferkammgewebe im Sinne osteoklastischer Resorptionsvorgänge, für die er zusammenfassend den Begriff der "funktionell - mechanischen Entzündung" schuf.

In extremen Fällen kann der Schwund des Alveolarfortsatzes über die ursprüngliche Lage der Wurzelspitzen der Zähne hinausgreifen. Das Foramen mentale wie auch die Linea mylohyoidea können dann cranial auf der Höhe des Kieferkammes liegen.

Wenn im Zahnbogen örtlich über einen längeren Zeitraum Zähne erhalten bleiben, die zahnlosen Abschnitte während dieser Zeit prothetisch nicht oder mit schlecht sitzenden Prothesen versorgt werden, ergeben sich fast immer durch die unterschiedliche Belastungssituation erhebliche Niveauunterschiede im Bereich des Kieferkammes. KÖHLER (1923) hat unter Be-

rücksichtigung dieser Tatsache vier Unterkiebertypen herausgestellt, in die sich grundsätzlich alle klinisch vorkommenden Fälle einordnen lassen, wenn es auch eine Reihe von Übergangstypen gibt (Abb. 9):



Abb. 9: Typen des zahnlosen Unterkiefers (nach O. Köhler)

Typ A kennzeichnet einen Alveolarfortsatz, der gleichmäßig und im geringen Umfang geschwunden ist. Voraussetzung ist, daß alle Zähne etwa gleichzeitig entfernt und daß der Knochenschwund durch gut adaptierte Prothesen in Grenzen gehalten wurde. Dieser Typ macht bei der prothetischen Versorgung normalerweise keine Probleme.

Typ B ist relativ häufig anzutreffen. Es handelt sich um einen Unterkiefer bei dem allseits der Kieferkamm verlorengegangen und nur das Corpus mandibulae erhalten geblieben ist. In den meisten Fällen überragt der Kieferkamm nicht den Mundboden. Nicht selten liegen negative Knochen- und Weichteilverhältnisse zumindest im Seitenzahnbereich vor, d.h. die umgebenden Weichteile der Wange und des Mundbodens überragen im

Niveau den Kieferkamm. Der Kieferkamm ist nur im Bereich der Kammitte von einem dünnen Saum fixierter Schleimhaut bedeckt. Typ B ist für die Herstellung einer Totalprothese äußerst ungünstig.

Typ C ist ebenfalls häufig anzutreffen, da normalerweise die Seitenzähne früher verloren gehen als die Frontzähne. Besonders dann, wenn unzweckmäßiger Freiendersatz über längere Zeit eingegliedert war, sind bei dem späteren zahnlosen Unterkiefer dann deutliche Niveauunterschiede zwischen frontalen und seitlichen Kieferkambereichen vorhanden. Die prothetische Versorgung derartiger zahnlosen Kiefer macht besonders dann, wenn im Seitenzahnbereich der Kieferkamm den Mundboden kaum überragt und deshalb die Muskelansätze fast auf der Höhe der Kieferkämme liegen, Schwierigkeiten.

Typ D ist selten, da nur in Ausnahmefällen die Frontzähne früher verloren gehen als die Seitenzähne. Die prothetische Versorgung derartiger zahnloser Unterkiefer ist relativ schwierig, da die Prothese beim Kaufunktionsgeschehen die Neigung zeigt, nach vorne abzuleiten.

Von LINKOW wurden 1977 ebenfalls drei grundsätzliche Typen des unbezahnnten knöchernen Unterkiefers vorgestellt (Abb. 10), die den von KÖHLER entwickelten Typ A, B und C entsprechen. LINKOW verzichtet auf den sehr selten vorkommenden Typ D der Zusammenstellung von KÖHLER.

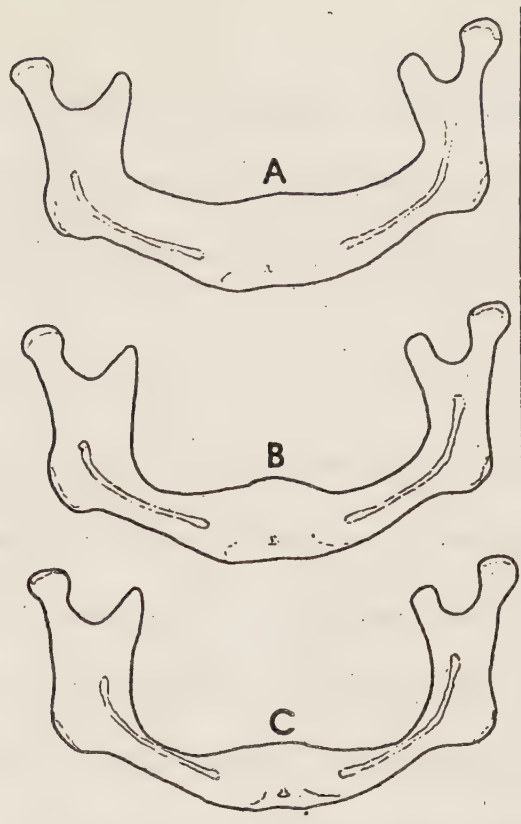


Abb. 10: Grundformen des zahnlosen knöchernen Unterkiefers
nach (LINKOW 1977)

Alle aufgezeichneten Unterkieferformen sind partiell oder generell für das Einbringen enossaler Implantate geeignet. Eine relativ seltene Ausnahme ist bei Typ C dann gegeben, wenn die atrophischen Veränderungen extrem fortgeschritten sind d.h. im Seitenzahnbereich der Canalis mandibularis auf der Höhe des Kieferkammes verläuft und im mentalen Bereich nur noch eine dünne Knochenspanne vorhanden ist. In allen Fällen können im Seitenzahn - im mentalen oder in beiden Bereichen des zahnlosen Unterkiefers enossale Implantate in der Regel erfolgreich verankert werden.

Besonders günstige Verhältnisse liegen bei Typ A der Einteilung von KÖHLER und LINKOW vor. Die knöcherne Situation ermöglicht das Einbringen enossaler Implantate im Seitenzahn- und im mentalen Bereich. Derartige Kieferverhältnisse sind jedoch auch günstig für eine konventionelle

prothetische Versorgung mit einer Totalprothese, so daß bei einer derartigen knöchernen Situation nur in seltenen Fällen (berufliche Gründe, psychische Gründe) enossale Implantate als zusätzliches Hilfsmittel indiziert erscheinen.

Bei Typ B und C ist in der Regel im mentalen Bereich des Kieferknochens ausreichende Knochensubstanz für die Verankerung enossaler Implantate vorhanden. Da diese beiden Typen des zahnlosen Unterkiefers erhebliche prothetische Schwierigkeiten machen und besonders Unterkiefer vom Typ C nur in seltenen Fällen mit den konventionellen Methoden der Prothetik durch funktionstüchtigen Zahnersatz zu versorgen sind, liegt hier das eigentliche Indikationsgebiet für die Anwendung enossaler Implantate beim zahnlosen Unterkiefer.

6.2.2. Ein- und beidseitige Freiendlücken im Unterkiefer

Die Schließung von Freiendlücken ist aus mehreren Gründen notwendig. Neben der Erhöhung der Kaufunktion und der Verhinderung der Extrusion vorhandener natürlicher Antagonisten steht dabei die Abstützung der Kiefergelenke im Vordergrund (Wiederherstellung der Antagonistenkontrolle im Seitenzahnbereich).

Aufgrund der Fortschritte der modernen Prothetik ist es heute möglich, fast ausnahmslos jeden im Seitenzahnbereich zahnlosen Patienten mit Freiendprothesen prothetisch zufriedenstellend zu versorgen. Dabei kommen

Modellgußprothesen oder aufwendige Teilprothesen, die über teleskopierende oder gelenkige Verbindungselemente mit den - in diesen Fällen zu überkronenden - Pfeilern des Restgebisses verbunden werden, zur Anwendung.

Besonders bei einseitigen Freiidprothesen ist jedoch der prothetische Aufwand zum Ersatz von ein oder zwei Molaren verhältnismäßig sehr groß, da bekanntermaßen jede Teilprothese auf der Freiid- aber auch auf der voll- oder teilbezahnten kontralateralen Seite des Kiefers verankert und die Verankerungselemente in beiden Kieferhälften über einen Unterzungenbügel aus statischen Gründen miteinander verbunden werden müssen.

Verständlicherweise wird von vielen Patienten mit einem derartigen Restzahnbestand der Wunsch nach feststitzendem Zahnersatz geäußert. Sie können sich - meistens mittleren Alters - als potentielle Prothesenträger nicht mit dem Gedanken abfinden, in Zukunft herausnehmbaren Zahnersatz tragen zu müssen.

Die Prognose enossaler Implantate ist im Seitenzahnbereich des Unterkiefers günstig (BRINKMANN 1976, TETSCH und PEPPMEIER 1973, BRAND 1974). Eine Kontraindikation besteht nur, wenn in diesem Bereich eine ausgeprägte Atrophie der zahnlosen Kieferabschnitte vorliegt.

6.2.3. Weitspannige Schatlücken im Unterkiefer

Eine Überbrückung größerer Schatlücken - Spanne von mehr als vier, gelegentlich auch drei fehlenden Zähnen - ist in der Regel mit feststitzendem

Zahnersatz nicht möglich, da eine frühzeitige Überbelastung der die Brücke tragenden und begrenzenden Pfeiler erwartet werden muß. Routinemäßig wird bei größeren Schaltlücken deshalb herausnehmbarer Zahnersatz angefertigt. Durch Einbringen eines Implantates in die Schaltlücke und damit die Schaffung eines zwischengeschalteten, künstlichen Brückenpfeilers wird die statische Situation wesentlich verbessert. Es kann dann ohne die Gefahr der Überbelastung der natürlichen Brückenpfeiler eine festsitzende Brücke eingegliedert werden.

Die Prognose bei zwischengeschalteten Implantaten im Unterkiefer ist günstig (TETSCH und PEPPMEIER 1973, BRINKMANN 1976).

6.2.4. Einzelzahnverlust im Bereich der Oberkieferfront

Die Indikation zum Einzelzahnimplantat ist bei entsprechend anatomisch, knöchernen Voraussetzungen dann gegeben, wenn bis auf die zu schließende Lücke eine geschlossene Zahnreihe besteht und ein kariesresistentes Restgebiß vorliegt.

Im Vordergrund der Indikation steht bei Einzelzahnimplantaten der Ersatz traumatisch verlorengegangener Oberkieferfrontzähne bei Jugendlichen. Nach HERFORTH (1978) erleiden heute 25% der jugendlichen Patienten im Alter von 7 bis 20 Jahren ein Frontzahntrauma. In 2,5% dieser Fälle geht dabei ein bleibender Frontzahn verloren. Die Schließung der dadurch entstehenden Lücke im Oberkieferzahnbogen durch kieferorthopädische Maßnahmen ist kompliziert und nicht immer möglich. Da die Jugendlichen noch relativ

großen Pulpen die für einen festsitzenden Brückenersatz notwendige Präparation der die Lücke begrenzenden Pfeilerzähne ausschließen, werden diese Patienten bis etwa zum 21igsten Lebensjahr routinemäßig mit herausnehmbaren Teilprothesen zum Ersatz des verlorengegangenen Frontzahnes versorgt. Neben der durch die herausnehmbare Prothese psychischen Beeinträchtigung der jugendlichen Patienten, macht technisch der herausnehmbare, mit Klammern am Restgebiß zu verankernde Teilersatz fast immer Schwierigkeiten, da die klinischen Kronen jugendlicher Patienten in der Regel noch kurz und damit für die gute Retention einer Klammerprothese ungeeignet sind.

Aus diesen Gründen kann der Ersatz eines verlorengegangenen Frontzahnes durch ein Implantat für den jugendlichen Patienten und den Behandler eine große Hilfe sein. Nach BÖTTGER (1974) ist ein enossales Implantat zum Ersatz traumatisch verlorengegangener Frontzähne bei Jugendlichen auch dann indiziert, wenn es in einigen Fällen nur temporär - bis zum 20igsten Lebensjahr - erfolgreich im Knochen verankert werden kann. Dieser Indikationserweiterung liegt die Überlegung zugrunde, mit einem Implantat und damit einem festsitzenden Zahnersatz die Zeitspanne bis zum 20igsten Lebensjahr zu überbrücken. Es kann dann anschließend, falls notwendig, der Patient mit festsitzenden, konventionellen Brücken versorgt werden.

6.2.5. Stabilisierung gelockerter einwurzeliger Zähne

Für die Lockerung eines Zahnes ist der teilweise Verlust des Zahnhalteapparates verantwortlich zu machen. Die Reduzierung der den Zahn in der

Alveole fixierenden Desmodontalfasern kann durch marginale oder apikale Parodontitiden oder aber durch Traumen (Fraktur der Zahnwurzel) hervorgerufen werden. Immer dann, wenn noch mindestens 3 mm gesunder Alveolarknochen mit entsprechend funktionstüchtigen Desmodontalfasern vorhanden ist und durch das Parodont ein dichter Abschluß zwischen dem enossalen Anteil des Stabilisierungstiftes und der Mundhöhle besteht, hat die transdentale Fixation eines gelockerten Zahnes eine gute Prognose (WIRTZ 1973, PEPPMEIER 1975).

Die transdentale Fixation ist deshalb unter den genannten Kauteilen im Oberkiefer bei allen einwurzeligen Zähnen indiziert, die einer hochangesetzten Apektomie (PRUIN 1974) bedürfen, die aber trotz Apektomie eine ausreichend breite Schicht gesunden Parodonts behalten. Bei prothetisch wichtigen Pfeilern im stark reduzierten anterioren Restgebiß im Unterkiefer ("5 Minuten vor 12 Situation" nach DOLDER 1971) kann nach WIRTZ auch ohne Apektomie bei endodontischer Vorbehandlung des entsprechenden Zahnes die Transfixation durchgeführt werden (siehe Kap. 4.3.1.1.1.).

7. Prothetische Maßnahmen in Verbindung mit enossalen Implantaten

Bei der Vielzahl der zu Fragen der enossalen Implantologie in den letzten Jahren erschienenen Publikation fällt auf, daß nur ein kleiner Prozentsatz der Autoren sich mit Fragen der prothetischen Versorgung der im Knochen verankerten Implantate auseinandersetzt. Von fast allen Autoren wird zwar

auf die Bedeutung eines richtig hergestellten prothetischen Ersatzes hingewiesen, klare Konzepte wurden bisher jedoch von wenigen Autoren vorgestellt (BÖTTGER 1973, GRAVELMANN 1974, BRINKMANN 1976). Statistische Erhebungen haben andererseits herausgestellt, daß die Mehrzahl der Mißerfolge auf eine unzureichende prothetische Versorgung der eingebrachten Implantate zurückzuführen war (WEBER 1970, RICHTER 1973, RAKOVER 1974, KOCH 1974, SANDHAUS 1975, MITANI 1975, MÜHLEMANN 1975, OBWEGESER 1977, TETSCH 1977).

Diese Diskrepanz zwischen mangelnden prothetischen Konzepten auf der einen Seite, auf der anderen Seite aber der Erkenntnis, daß für den Erfolg mit enossalen Implantaten die korrekte prothetische Behandlung von entscheidender Bedeutung ist, deutet darauf hin, daß bei der prothetisch-implantologischen Versorgung teil- oder unbezahnter Patienten Schwierigkeiten bestehen.

7.1. Die definitive prothetische Versorgung

7.1.1. Lagerung und Abstützung des prothetischen Ersatzes

Grundsätzlich gilt vor der Anfertigung des prothetischen Ersatzes die Frage zu klären, ob der Zahnersatz rein implantatgetragen konstruiert werden darf, oder ob der im Zusammenhang mit enossalen Implantaten eingegliederte Zahnersatz zum Schutze der Implantate vor Überbelastung entweder auf noch vorhandenen Restzähnen mit abgestützt (Verbundkon-

struktion) oder aber - bei völliger Zahnlosigkeit - als gingival getragene Prothesen konstruiert werden sollte.

Untersuchungen von KRAFT (1957) an subperiostalen Gerüstimplantaten konnten zeigen, daß rein implantatgetragener Zahnersatz 2 bis 3 mal höher von Patienten kaufunktionell zu belasten war als konventioneller prothetischer Zahnersatz in Form von schleimhautgelagerten Prothesen. KNOWLTON (1955) stellt bei ähnlichen Versuchen fest, daß bei rein implantatgetragendem Zahnersatz die zwischen den Zahnreihen entwickelten Kaudrücke 7 mal größer waren als bei schleimhautgetragenen Prothesen.

Wenn auch die Ergebnisse der subperiostalen Implantologie nicht unbedingt auf die vom Konzept her völlig andere Situation bei enossalen Implantaten übertragen werden kann, so muß doch angenommen werden, daß ohne die "Bremswirkung" des Desmodonts oder - bei schleimhautgetragenen Prothesen - ohne den "Kontrollschmerz" (SANDHAUS 1975) der Gingiva eine Überbelastung der Implantate möglich ist. Zwar kann man davon ausgehen, daß auch bei Implantaten die angreifenden Kräfte in gewissem Sinne über Regelkreise kontrolliert werden, die ihre Rezeptoren in den verbliebenen Geweben des Kausystems wie der Schleimhaut, der Muskulatur, den Sehnen etc. haben, die Qualität dieser Rezeptoren (Tastsinn, Druckempfinden) ist jedoch reduziert.

Da ständige kleine Reize die Vitalität eines Gewebes fördern, überschwellige mechanische Reize jedoch in jedem Gewebe Abbauvorgänge auslösen

(ARNDT- SCHULZ- REGEL), besteht bei einer nicht gesteuerten und nicht begrenzten mechanischen Belastung enossaler Implantate die Gefahr, daß die von vorneherein immer bestehende "physiologische Fremdkörpereinwirkung" (CONTZEN 1967) überlagert und noch verstärkt wird. Eine gesteigerte Bindegewebsproliferation mit zunehmender Kapseldicke und entzündlichen Infiltrationen in der Nachbarschaft sind die Folge.

Grundprinzip der prothetisch-implantologischen Behandlung sollte sein, die im Kieferknochen durch den Schluck-, Sprech- und Kauvorgang immer genügend funktionellen Reizen ausgesetzten Implantate zusätzlich durch die prothetische Konstruktion so "wenig wie möglich, so viel wie nötig" zu belasten.

MITANI (1975) schlug deshalb vor, prothetische Konstruktionen im Zusammenhang mit enossalen Implantaten so zu konstruieren, daß in jedem Falle über die Sensibilität verbliebener Zähne oder der Gingiva eine gewisse Steuerfunktion aufrechterhalten werden könne. Er hält es aus diesen Gründen auch für wichtig, daß die Führung der Unterkieferbewegungen niemals durch Implantate erfolgt. Sind zuwenig eigene Zähne für eine gesicherte Führung der Unterkieferbewegungen im Zahnbogen verblieben, so schlägt MITANI bei prothetisch-implantologischen Behandlungen vor, den prothetischen Ersatz dann immer in Form einer schleimhautgetragenen Prothese zu konstruieren.

KOCH (1976) stellt zur Vermeidung von Überbelastungen des Knochens über das Implantat die Verbindung zwischen dem Implantatpfosten und

dem im Knochen fixierten Implantatkörper nicht starr - d.h. das Implantat nicht aus einem Stück - her, sondern er gibt einer "dynamischen, die Kaukraft abpuffernden Verbindung" zwischen Implantatpfosten und Implantatkörper den Vorzug. Er entwickelte deshalb ein Implantat, bei dem der Implantatpfosten einem im Implantatkörper eingelagerten elastischen Kunststofflager aufsitzt (intramobiles Zylinderimplantat).

Trotz der aus theoretischer Sicht ungünstigen ungebremsten Kraftübertragung auf das enossale Implantat wurden rein implantatgetragene prothetische Konstruktionen in Form fester Brücken bei enossalen Implantaten von LINKOW (1970), BRAND (1974), KOCH (1974) und anderen empfohlen. Ihre Vorschläge entsprechen Konstruktionen, wie sie für subperiostale Implantate in den 50iger Jahren von REICHENBACH (1955), TRAUNER (1957) und PLISCHKA (1957) u.a. gemacht wurden.

GRAFELMANN schlug 1974 vor, den prothetischen Ersatz im Rahmen prothetisch-implantologischer Versorgungen in Form abnehmbarer Prothesen oder abnehmbarer Brücken (je nach Restzahnbestand implantatgetragen oder als Verbundkonstruktion) zu gestalten. Als Verankerungselemente empfahl er Riegelteleskope. Vorteile dieser passiven Verankerungselemente liegen nach seiner Meinung darin, daß die für ein Implantat ungünstigen Zugwirkungen vermieden werden, die bei der Ausgliederung des Zahnersatzes auf Implantate immer dann ausgeübt werden, wenn Brücken und Prothesen aktiv über Teleskope und Geschiebe an ihnen befestigt sind.

Während bei den von GRAFELMANN angegebenen prothetischen Supra-konstruktionen Implantate sekundär über den prothetischen Ersatz miteinander verblockt werden, hält BRINKMANN (1975) für den prothetisch-implantologischen Totalersatz die primäre Verblockung der Implantatpfosten über Stege für zweckmäßig. Diesen Stegen wird eine - implantatgetragene - Totalprothese aufgelagert und über Schubriegel d.h. passiv an den Stegen verankert. Voraussetzung für diese von BRINKMANN vorgeschlagene cirkuläre primäre Stegversteifung enossaler Blattimplantate ist jedoch, daß im lateralen Bereich der Kiefer genügend Knochensubstanz für das Einbringen enossaler Implantate vorhanden ist. Ähnliche Verfahren wurden für subperiostale Implantate von LEW (1952), BODIEN (1954), KNOWLTON (1955) u.a. angegeben.

7.1.2. Statische Gesetzmäßigkeiten

Zur stabilen Belastung der enossalen Implantate muß prothetisch-statischen Gesetzmäßigkeiten besondere Beachtung geschenkt werden.

Im Seitenzahnbereich ist bei prothetisch-implantologischen Behandlungen die Stellung der Prothesenzähne oder aber der auf den Implantaten zementierten Kronen und Brücken im Bezug zur Kieferkammitte von Bedeutung.

Um bei Prothesen Kippungen im Seitenzahnbereich zu vermeiden, sind die Zähne so aufzustellen, daß der von ihnen aufgenommene Kaudruck auf den Kieferkamm übertragen wird. Die Längsachsen der Zähne müssen

dazu auf die Kieferkammitte gerichtet sein. Diese Grundregel sollte immer eingehalten werden, auch dann, wenn der untere Alveolarbogen - wie es häufig der Fall ist - im Molarengebiet weiter ist als der obere. In diesen Fällen müssen die künstlichen Molaren im Kreuzbiß aufgestellt werden. Es gilt die Regel, daß immer dann, wenn die Inter-alveolarlinie (Verbindungsline der Kieferkammitte des oberen mit der Kammitte des unteren Alveolarfortsatzes) einen kleineren Winkel als 80° mit der Horizontalebene bildet, ein Kreuzbiß aus statischen Gründen aufgestellt werden sollte.

Wird im Rahmen einer prothetisch-implantologischen Versorgung Brückenersatz im Seitenzahnbereich eingegliedert, so ist aus statischen Gründen eine dem Kreuzbiß ähnliche Verzahnung nicht indiziert (Abb. 11 a).



Abb. 11 a: falsche Okklusion (Kreuzbißverzahnung) bei günstiger Achsenstellung des Implantatkörpers

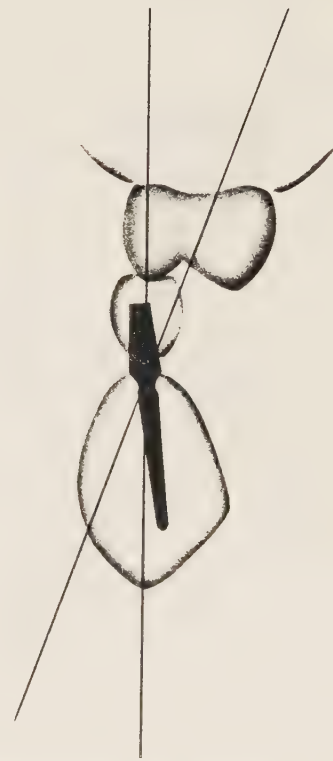


Abb. 11 b: falsche Okklusion (Kreuzbißverzahnung) bei falscher Achsenstellung des Implantates

Es sollte deshalb versucht werden, die Achsenneigung der Kronen und Zwischenglieder mit der Interalveolarlinie in Übereinstimmung zu bringen. Dazu muß während des chirurgischen Eingriffs darauf geachtet werden, das Implantat nicht nach vestibulär gekippt in den Knochen einzubringen (Abb. 11 b), sondern dem Implantat in seiner gesamten Länge eine Ausrichtung im Verlauf der interalveolären Linie zu geben (Abb. 11 c). Ist das nicht möglich, kann bei Titan-Blattimplantaten der Pfosten sekundär, vor dem definitiven Einklopfen des Implantates, in Richtung der interalveolären Linie gebogen werden (Abb. 11 d).

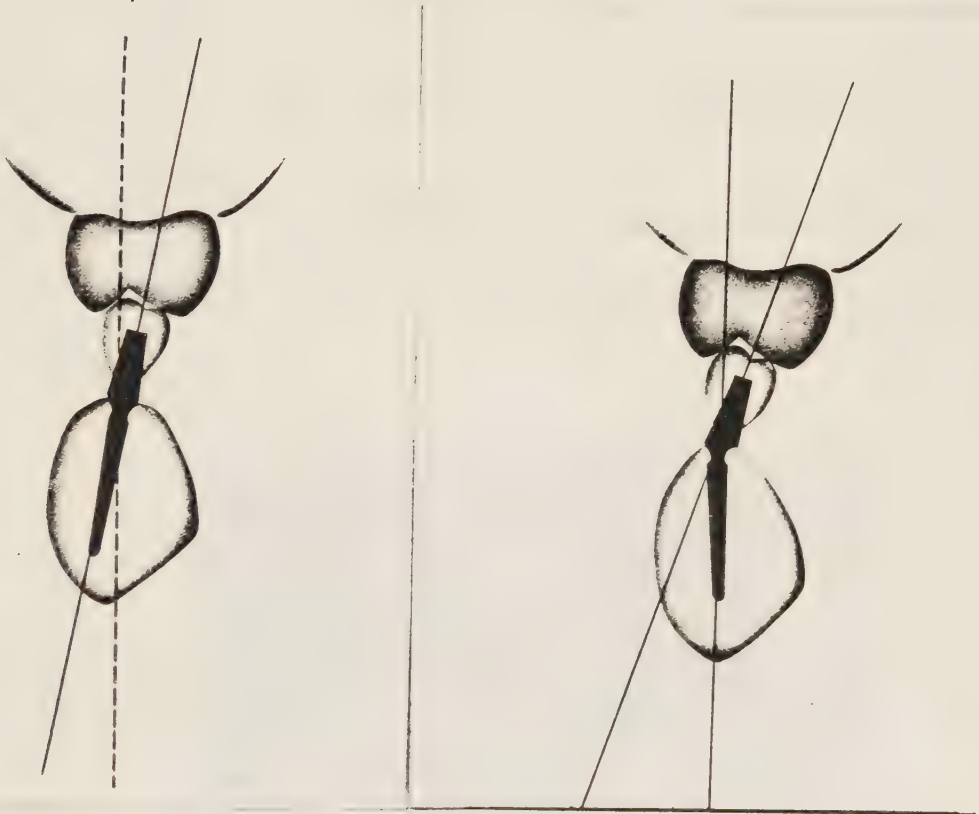


Abb. 11 c:

Korrekte Okklusion bei richtiger
Achsenstellung des Implantates

Abb. 11 d:

Korrekte Okklusion bei günstiger
Achsenstellung des Implantat-
kopfes (Kompromißlösung)

Bei den von MUTSCHELKNAUSS (1977) angegebenen, nicht biegbaren Keramik-Blattimplantaten werden durch Abknickung des Implantatpfostens von 15° zur Mittelachse des Ankers diese statischen Grundforderungen von vorneherein berücksichtigt.

7.1.3. Kauflächengestaltung

Neben der statisch wichtigen Achsenstellung der künstlichen Kaueinheiten zum Kieferkamm und zu den Antagonisten spielt besonders bei implantatgelagertem Brückenersatz die Formgebung der Okklusionsflächen eine wesentliche Rolle. Es gilt, die Okklusionsflächen so zu gestalten, daß die Implantate möglichst achsial belastet und vor Horizontalschüben geschützt werden.

BÖTTGER (1974) und KAWAHARA (1974) schlagen deshalb vor, bei enossalen Implantaten die Kauflächen möglichst flachhöckerig zu modellieren (Abb. 12.).



Abb. 12: Flachhöckerige Kauflächengestaltung bei Brückenersatz in Zusammenhang mit enossalen Implantaten

Aus Abb. 13 gehen die statischen Zusammenhänge zwischen der Höckerneigung einer Kaufläche und der daraus resultierenden, möglichen horizontalen Belastung des Pfeilers hervor.

Wird die schräge Fläche eines Zahnhöckers von einer Kraft belastet, so kann die angreifende Kraft K in eine Kraft K'_1 (Kraft in Richtung der Belastungsfläche) und eine Kraft K'_2 (Kraft senkrecht zur Belastungsfläche) zerlegt werden. Die Teilkraft K'_2 kann durch Vektoranalyse in die Teilkomponenten KV (vertikal/axial wirksame Kraft) und KH (horizontal wirksame Kraft) zerlegt werden.

Es gilt

$$KH = K'_2 \cdot \sin \alpha$$

$$KH = K'_2 \cdot \sin \beta$$

$$KH = K'_2 \cdot \sin \alpha = \sin \alpha$$

$$KV = K'_2 \cdot \sin \beta = \sin \beta$$

$$\text{Bei } \alpha = 45^\circ; \beta = 45^\circ \text{ ergibt sich } \frac{KH}{KV} = 1 : 1$$

$$\text{Bei } \alpha = 30^\circ; \beta = 60^\circ \text{ ergibt sich } \frac{KH}{KV} = 1 : 1,7$$

$$\text{Bei } \alpha = 15^\circ; \beta = 75^\circ \text{ ergibt sich } \frac{KH}{KV} = 1 : 4$$

Aus der Vektoranalyse ist ablesbar, daß bei funktioneller Belastung eines Höckerabhanges mit dessen zunehmender Steilheit der Zahn zunehmend durch statisch ungünstige Horizontalkräfte belastet wird. Bei einer Höckerneigung von 45° sind Horizontal- und Axialbelastung des Zahnes gleich groß (SPIEKERMANN 1977).



Abb. 13: Statische Zusammenhänge zwischen der Höckerneigung einer Kaufläche und der axialen bzw. horizontalen Belastung eines Pfeilers

Zur größtmöglichen Vermeidung horizontaler Schubkomponenten und zur axialen Zentrierung der angreifenden Kräfte sollten die Kauflächen der Kronen und Zwischenglieder im Bereich der Implantate weiterhin möglichst schmal gestaltet werden (Abb. 14).

Die Kauflächen dürfen jedoch in der vestibulo-orale Dimension eine gewisse Breite nicht unterschreiten, um die okklusale Kontakte mit den Antagonisten im Gegenkiefer zu sichern (SHILLENBURG 1977).

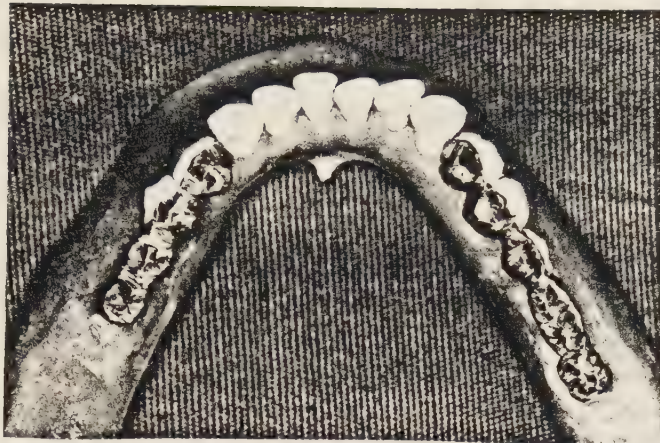


Abb. 14: Schmale Kauflächengestaltung und gradliniger Verlauf der Zwischenglieder zwischen den Brückenpfeilern

Ebenfalls ist darauf zu achten, daß die Brücken-Zwischenglieder möglichst gradlinig - und damit innerhalb der Stützlinie - zwischen den Brückenpfeilern verlaufen, um Kipp- und Torsionskräfte auf die Stützpfeiler zu vermeiden (Abb. 14).

7.1.4. Okklusion

Die von Interferenzen freie Okklusion und damit eine größtmögliche Ausschaltung massiver aber auch unschwelliger Fehl- und Überbelastungen auf die Implantate ist für ihre Prognose von entscheidender Bedeutung. So hält es MÜHLEMANN (1975) für denkbar, daß auch durch geringe okklusale Frühkontakte die relativ lockere Verbindung zwischen der Endoststruktur der Implantate und der fibrösen Kapsel ständig aufreißt und daß dann in diesen spaltförmigen Raum eine Ausbreitung der Infektion in die Tiefe stattfindet.

Werden Brücken als prothetischer Ersatz auf Implantaten verankert und ist der Gegenkiefer bezahnt, so ist deshalb eine möglichst balancierte Okklusion anzustreben. Auf der Laterotrusionsseite (Arbeitsseite) sollte eine Gruppenführung und ein interferenzfreies Gleiten eingestellt werden, auf der Mesiostrusionsseite muß für eine störungsfreie Unterkieferbewegung ohne Balancekontakte gesorgt werden.

Werden abnehmbare Prothesen eingegliedert und sind - wie in vielen Fällen - im Gegenkiefer ebenfalls Totalprothesen vorhanden oder neu herzustellen, so erfolgt die Gestaltung der Okklusion nach den Regeln der Totalprothetik. Es wird eine vollbalancierte Okklusion (GERBER 1973) mit gleichmäßigen Kontaktmöglichkeiten von Front- und Seitenzähnen bei der Vor- und Seitwärtsbewegung angestrebt.

7.2. Die provisorische prothetische Versorgung

Der definitive prothetische Ersatz kann in der Regel erst einige Wochen nach dem chirurgischen Einbringen enossaler Implantate in den Kieferknochen eingegliedert werden. Diese Tatsache hängt ursächlich damit zusammen, daß auch bei einer primären und komplikationslosen Wundheilung erst nach 10 bis 14 Tagen im Operationsgebiet, und damit im prothetisch relevanten Bereich der Implantatpfosten, anatomische Verhältnisse vorliegen, die keinen größeren Veränderungen (Narben-Schrumpfung etc) unterworfen sind. Erst nach etwa 14 Tagen kann deshalb die prothetische Abformung für den definitiven Zahnersatz erfolgen.

Da die technische Herstellung des definitiven Zahnersatzes, gleich ob Brücke oder Prothese, anschließend zusätzlich - in Abhängigkeit von der kooperativen Zusammenarbeit des Zahnarztes mit dem Zahntechniker - noch mehrere Tage oder auch Wochen dauern kann, muß vom Einbringen des Implantates in den Kieferknochen bis zum Einsetzen des definitiven Zahnersatzes ein Zeitraum von etwa 4 bis 6 Wochen und mehr ohne Zahnersatz oder mit einem provisorischen Zahnersatz überbrückt werden.

Zahnärztlich - prothetisch ist deshalb die Frage von Bedeutung, in welcher Form das in den Kieferknochen eingebrachte Implantat in den ersten Tagen und Wochen post operationem prothetisch versorgt oder auch nicht versorgt werden soll.

7.2.1. Knochenheilungsvorgänge bei Frakturen und Osteotomien

Die Heilungsvorgänge des Implantatlagers können mit der Pathophysiologie von Knochenbruchheilungen verglichen werden (LHOTZKY 1965, CRANIN 1970, FLANDER 1970).

Grundsätzlich wird bei der Knochenbruchheilung heute zwischen der "primären" und "sekundären" Knochenheilung unterschieden (SCHENK und WILLENEGGER 1963, ALLGÖWER 1964, RAHN und PERREN 1970, FRIEDRICH 1975). Unter dem Begriff der "primären Frakturheilung" wird die kallusarme oder sogar kallusfreie Heilung frakturierter aber durch Osteosynthese stabil fixierter Knochenfragmente verstanden. Sie findet

sich immer dort, wo ein direkter, fester Kontakt zwischen den Fragmentenden desfrakturierten Knochens besteht. Bei dieser Form der Knochenbruchheilung tritt kein intermediäres Stützgewebe auf (sogenannte "Umwegsdifferenzierung" über Kallus, LUHR 1972), sondern es sprießen kapilläre Blutgefäße - je nach Lage des Bruchspaltes aus dem mesenchymalen Stammgewebe des Periosts, Endosts oder der Osteonen der Kompakta stammend - in den Bruchspalt ein, wiederum direkt gefolgt von Osteoblasten, die rasch die lamelläre Knochenstruktur aufbauen. Es kommt somit zwischen den in festem Kontakt stehenden Frakturenden zu einer primären gegenseitigen Verzapfung durch neue Osteone (FRIEDRICH 1975).

Bei einer ungestörten "sekundären" Knochenbruchheilung, die immer zunächst mit einer Stabilisierung der Fraktur über den Kallus (Gesamtheit des bindegewebigen, knorpeligen und knöchernen Verbindungsgewebes (KÜNTSCHER 1970)) einhergeht, können nach KNÖFLER (1967) drei Stadien unterschieden werden:

Im ersten Stadium, in dem die Fragmente noch beweglich sind, sprießt Granulationsgewebe ein, das gegen jede Traumatisierung sehr empfindlich ist.

Im zweiten Stadium gewinnt die Fraktur durch Einwachsen von Knorpel und Knochenzellen zunehmend Stabilität. Die anfängliche Hyperämie geht zurück, die Bruchstelle ist schmerzlos.

Im dritten Stadium erfolgt die definitive Rekalzifizierung. In diesem Stadium kommt es zu Resorptions- und Umbauprozessen (remodelling), die den funktionsgerechten Zustand des Knochens wieder herstellen.

Physiologisch - chemisch kommt es als Folge der reaktiven posttraumatischen Hyperämie, die ihrerseits durch Vasodilatation infolge Freisetzung von Histamin und Acetylcholin aus den verletzten Geweben entsteht, zu einer Dekalzifizierung, und Resorption an den Frakturrenden. Liegt im Frakturbereich ein Infekt vor, wird die reaktive Hyperämie durch die entzündliche Hyperämie zusätzlich verstärkt (ECKE 1970). Eine Rekalzifizierung ist erst möglich, wenn die Hyperämie abklingt.

Herrscht mechanische Unruhe im Bereich des Knochendefektes, werden die geschilderten physiologisch-chemischen Vorgänge ständig unterhalten. Es kommt gewissermaßen zu einem Circulus vitiosus (Abb. 15).

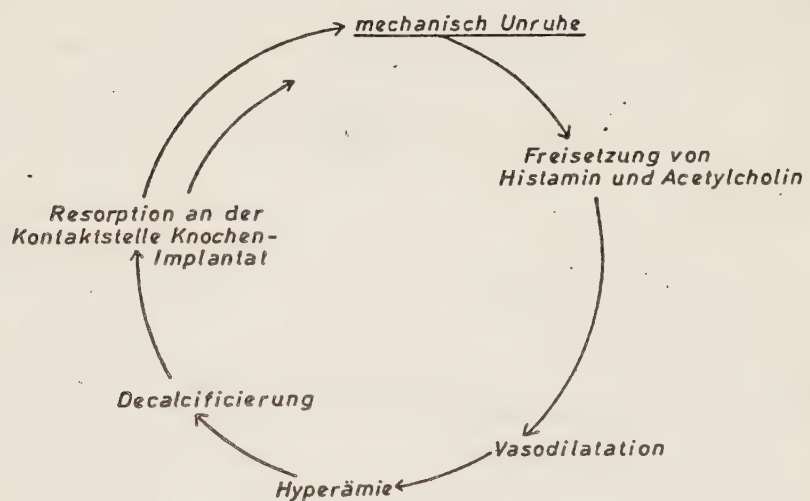


Abb. 15: Zusammenhänge zwischen mechanischer Unruhe und Dekalzifizierungsvorgängen im Bereich eines Knochendefektes

Nach HUTSCHENREUTER (1973) ist die Kallusbildung umso ausgeprägter, je stärker die Traumatisierung des umgebenden Gewebes ist. AXHAUSEN

(1961) nimmt eine Umwandlung von Kallusgewebe in weniger empfindliches Bindegewebe an, wenn die mechanische Beanspruchung die Eigenfestigkeit und Regenerationskraft des Kallusgewebes übersteigt.

Insgesamt gilt heute als gesichert, daß die Knochenheilung von Frakturen und Osteotomien wesentlich von biomechanischen Faktoren abhängig ist.

7.2.2. Knochenheilungsvorgänge bei enossalen Implantaten und ihre Konsequenz für die Praxis

Bei der knöchernen Einheilung enossaler Implantate müssen ähnliche physiologisch-pathologische Vorgänge angenommen werden, wie sie bei der Knochenbruchheilung auftreten. Es ist deshalb notwendig, den das Implantat umgebenden Knochen in der Einheilungsphase vor mechanischer Traumatisierung durch das Implantat selbst zu schützen.

Chirurgische Konsequenzen

Voraussetzung für störungsfreie Heilungsprozesse im knöchernen Implantatlager ist deshalb die chirurgisch absolut feste Verankerung des Implantates im Knochen. Die damit erreichte sogenannte primäre Lagestabilität wird heute von der Mehrzahl der Autoren als ein wesentlicher Faktor für den Erfolg mit enossalen Implantaten angesehen (CRANIN 1970, SCHWINDLING 1970, LASS 1972, BÖTTGER 1973, TETSCH 1973, HAKKAK und LHOTSKY 1973, KANTH 1974, SANDHAUS 1975, PRUIN 1978 u.a.).

Diese primäre Lagestabilität wird chirurgisch-technisch dadurch erreicht, daß sowohl die schrauben-, als auch die nadel- oder blattförmigen Implantate zumindest partiell in festen Kontakt mit dem umgebenden Knochen gebracht werden. Zwar macht MÜHLEMANN (1975) bei Blattimplantaten den durch den Verkeilungseffekt ausgeübten Druck auf den Knochen für Knochenresorptionen und damit die postoperativ oft zunehmende Beweglichkeit von Blattimplantaten verantwortlich, Untersuchungen von WAGNER (1962) und LUHR (1972) an Osteosyntheseschrauben ergaben jedoch, daß Druckwirkungen wie sie durch die Keil- und Schraubwirkung von enossalen Implantaten entstehen, vom Knochen über längere Zeit aufgefangen und toleriert werden können, ohne daß osteolytische Abbauprozesse einsetzen. Ebenfalls nimmt PRUIN (1978) an, daß die durch Implantate auf den Knochen einwirkenden Druckkräfte in biologischen Toleranzgrenzen liegen. Voraussetzung ist allerdings, daß unter Verwendung genormter Implantationsbestecke sachkundig chirurgisch vorgegangen wird.

Prothetische Konsequenzen

Neben der initial festen Verankerung der Implantate im Knochen muß über eine prothetisch-mechanische Stabilisierung der Implantate für "Ruhe" im Implantatlager während der Einheilungsphase gesorgt werden. Diese mechanische Ruhestellung ist bei Dentalimplantaten im Gegensatz zu Knochendefekten in anderen Körperbereichen deshalb besonders notwendig, aber auch besonders schwierig, weil es vom Moment ihres Einbringens in den Kieferknochen nicht zu verhindern ist, daß die Implantatpfosten kaufunktionell,

gegebenenfalls aber auch parafunktionell belastet werden.

Besonders dann, wenn über längere Zeit Abschnitte des Zahnbogens zahnlos und nicht durch einen prothetischen Ersatz bedeckt waren, kann der in die Mundhöhle ragende Teil des Implantates als ein "Fremdkörper" im eingefahrenen Reflexmuster des Kauorgans wirken. Da Störfaktoren in der Mundhöhle zu Parafunktionen und zu unwillkürlichen Versuchen, diesen Fremdkörper aus der Mundhöhle zu entfernen, Anlaß geben, muß auch bei enossalen Implantaten damit gerechnet werden, daß der in die Mundhöhle ragende Pfosten des Implantates in der Anfangs- und Einheilungsphase neben der normalen Kaubelastung zusätzlich parafunktionell durch Zungen- und Wangendruck belastet wird.

Zum Schutze des Implantates vor mechanischer Überbelastung spricht sich die Mehrzahl der Autoren deshalb heute für eine sofortige postoperative Schienung und mechanische Stabilisierung der enossalen Implantate durch provisorische Brücken oder provisorische Schienen aus (BEEK 1962, CRANIN 1970, SPIESSL 1974, MYSKA 1974, JUNGKUNZ 1974, BRINKMANN 1976, MUTSCHELKNAUSS 1977, PRUIN 1978 u.a.).

Sind noch einige Zähne vorhanden, sollte das enossale Implantat über einen provisorischen Brückenverband mit diesen Zähnen verblockt werden. Ist der mit Implantaten versorgte Kiefer zahnlos, sind die einzelnen Implantate über Kunststoffstege untereinander primär zu verblocken und miteinander zu stabilisieren. Zwar werden die provisorischen Schienen und Brücken Mikro-

- wegunen zwischen dem Implantat und dem angrenzenden Knochen zulassen
- Bewegungen die nach LHOTS KY (1972) für die biofunktionelle Einheilung des Implantates sogar wichtig sind -, vor massiver mechanischer Belastung und parafunktioneller Überbelastung ist das Implantat jedoch geschützt.

In diesem Zusammenhang sollen auch die von SCHNEIDER (1937), BENAIM (1961), SNEER-MEER (1971) und KOCH (1976) angegebenen zweiseitigen Operationsmethoden zum Einbringen enossaler Implantate erwähnt sein. Sie ermöglichen weitestgehend eine störungsfreie postoperative Einheilung der Implantate.

Bei dem von KOCH entwickelten Zylinderimplantat wird in der ersten Sitzung der blattähnliche Teil des Implantates mit Hilfe eines speziellen Normbesteckes in den Kieferknochen eingebracht und darüber die Schleimhaut verschlossen. Das Implantat kann so, außer Funktion und vor Fehlbelastungen geschützt, ungestört einheilen. In der zweiten Sitzung nach 2 - 4 Monaten wird dann nach kleinflächiger Eröffnung der Schleimhaut im Bereich des eingehielten Zylinders ein Implantatpfosten aufgeschraubt.

Vorgehen dieser Art ermöglichen sicher die in der Mundhöhle bestmögliche knöcherne Einheilung der Implantate, sie haben sich jedoch auf Grund vieler anderer, insbesondere praktischer Nachteile bisher nicht durchsetzen können.

8. Nachuntersuchungsergebnisse bei enossalen Implantaten

- eine Literaturübersicht -

Die zahnärztliche Literatur der letzten Jahre ist durch eine Fülle kasuistischer, werkstoffkundlicher und methodischer Beiträge zum Gebiet der

enossalen Implantologie gekennzeichnet. Obwohl "tausende" von enossalen Implantaten in den letzten Jahren angeblich klinisch verwendet wurden (NATIELLA 1972), und obwohl HEINRICH 1977 und SANDHAUS (zit. nach RANDZIO 1976) nach eigenen Angaben beispielsweise je etwa 3000 alloplastische Implantationen überblicken, wurden bisher keine größeren Statistiken über Nachuntersuchungsergebnisse veröffentlicht.

Kleinere Sammelstatistiken wurden von NATIELLA (1972), TETSCH und PEPPMEIER (1973), WEBER (1974), HAHN (1974), MACK (1975), RANDZIO (1976), TETSCH (1977) publiziert. Statische Angaben über Ergebnisse und Erfahrungen mit eigenen prothetisch-implantologisch versorgten Patienten bei einem kleinen Patientenkreis veröffentlichten ACKERMANN (1969), KANTH (1972), FRENKEL (1973), LEVI (1973), RICHTER (1973), KOCH (1974), LINKOW (1974), MUTSCHELKNAUSS (1974), PEPPMEIER (1975), BRINKMANN (1977) und ESSWEIN (1977).

Aufgrund der in diesen Statistiken zusammengefaßten unterschiedlichen enossalen Systeme, der zum Teil völlig unterschiedlichen Indikationsstellung, den subjektiv unterschiedlichen Bewertungsmaßstäben, den unterschiedlichen prothetischen Versorgungen und vieler anderer für den Erfolg mit enossalen Implantaten wichtiger Faktoren, konnten die bisher veröffentlichten Behandlungsergebnisse nur einen groben und undifferenzierten Überblick vermitteln und die zu erwartende Prognose bei der Anwendung enossaler Implantate.

Für Blattimplantate sind in Tabelle I die wichtigsten bisher publizierten Behandlungsergebnisse zusammengefaßt. Aus dieser Tabelle ergibt sich

- abgesehen von extrem positiven (NATIELLA, LINKOW) als auch extrem negativen (TETSCH, LEVI) Werten -, daß bei Blattimplantaten bei einem Anwendungszeitraum bis zu sieben Jahren mit einer Mißerfolgsquote von etwa 25 % gerechnet werden muß.

Ähnliche Mißerfolgsquoten müssen bei der Anwendung von Schraubenimplantaten erwartet werden (Tabelle II).

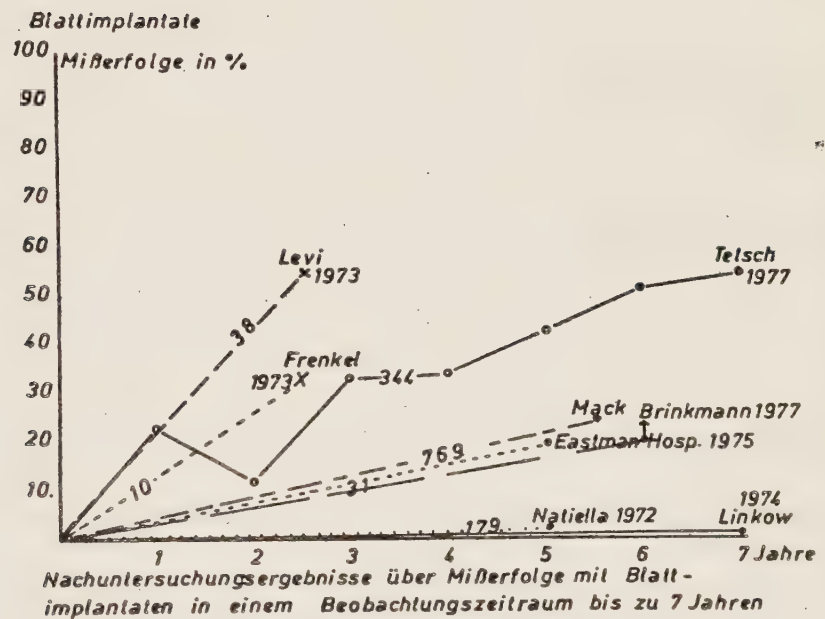


Tabelle I

Nachuntersuchungsergebnisse bei enossalen Blattimplantaten

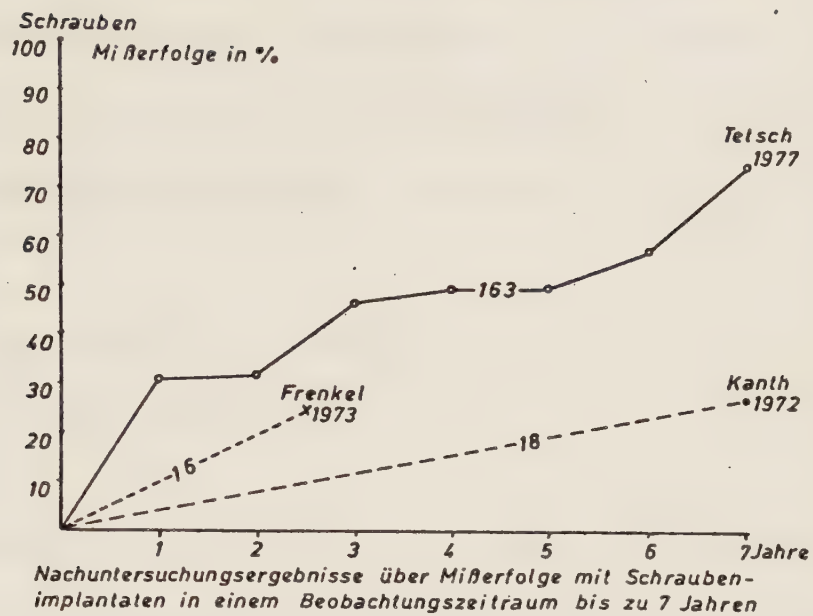


Tabelle II

Nachuntersuchungsergebnisse bei enossalen Schraubenimplantaten

9. Das klinische Vorgehen bei prothetisch-implantologischer Behandlung
an der Kieferklinik Düsseldorf

In der prothetischen Abteilung der Kieferklinik Düsseldorf werden seit 1970 enossale Implantate als unterstützendes Hilfsmittel bei der prothetisch-zahn-ärztlichen Versorgung eines begrenzten Patientenkreises herangezogen. Vom Verfasser wurden seit 1970 bei 124 Patienten ein- oder mehrere enossale Implantate eingebracht. Bei 97 dieser Patienten verlief die in diesem Zeitraum durchgeführte prothetisch-implantologische Behandlung bis heute erfolgreich.

Von den heute angebotenen und für die Praxis empfohlenen Systeme kamen bei unseren Patienten die Schraubimplantate nach HEINRICH, die Blattimplantate nach LINKOW, die Nadelimplantate nach SCIALOM, sowie die Transfixationsstifte nach WIRTZ und PRUIN zur Anwendung.

9.1. Vorbehandlung und Indikation

9.1.1. Vorbehandlung

Bei teilbezahnten Patienten standen im Rahmen der Vorbehandlung neben einer ausführlichen allgemeinen und funktionellen Befundaufnahme parodontale und okklusale Maßnahmen im Vordergrund.

So wurde das Restgebiß, falls okkludierende natürliche Kaueinheiten vorhanden waren, unter Zuhilfenahme von Studienmodellen hinsichtlich der Okklusion exakt überprüft und vor der Implantation - falls notwendig - morphologisch und selektiv eingeschliffen (SPIEKERMANN 1977). Diese Behandlungsmaßnahme hatte zum Ziel, vor der Implantation möglichst ausgeglichene und harmonische Okklusionsverhältnisse herzustellen. In einigen Fällen war zur Wiederherstellung einer klar definierten und stabilen Relation von Unterkiefer zu Oberkiefer zunächst eine 3-monatige Vorbehandlung mit Teilprothesen notwendig.

Hinsichtlich der parodontalen Maßnahmen stand bei teilbezahnten, für ein enossales Implantat vorgesehenen Patienten die Kontrolle der Mundhygiene im Vordergrund. Die meisten Patienten mußten zu einer korrekten und intensiven Mundpflege motiviert und speziell im Hinblick auf die geplanten

Implantate angeleitet werden. In diesen Fällen wurde erst bei Feststellung einer "positiven Reaktionsdiagnose" mit der Implantation begonnen. Falls parodontal-chirurgische Maßnahmen notwendig waren, so wurden sie im Zusammenhang mit der Präparation der für die spätere Suprastruktur - neben den Implantaten - vorgesehenen, natürlichen Pfeiler durchgeführt.

Einer besonders intensiven Kontrolle wurde die Schleimhaut in denjenigen zahnlosen Kieferabschnitten unterzogen, für die Implantate geplant waren. Dabei wurde in erster Linie die fixierte Schleimhaut dieser Bereiche hinsichtlich ihrer buccolingualen Ausdehnung überprüft und gemessen. Nur bei ausreichender Breite (mindestens 6 mm) der Gingiva propria wurde die Implantation durchgeführt. In zwei Fällen (Totalversorgung im Unterkiefer) mußte zur Schaffung einer ausreichenden Breite der fixierten Schleimhaut zunächst eine Vorhofvertiefung im mentalen Bereich des Unterkiefers durchgeführt werden. Die Implantationen konnten in diesen Fällen erst vier Monate nach den parodontal-chirurgischen Eingriffen durchgeführt werden.

9.1.2. Indikation

Hinsichtlich der Indikation, d.h. der Auswahl der zu enossalen Implantationen herangezogenen Patienten wurde nach strengen, unter Punkt 6 diskutierten Richtlinien der Indikation und Kontraindikation bei enossalen Implantationen vorgegangen.

Grundsätzlich wurde erst dann ein enossales Implantat in Erwägung gezogen, wenn die prothetischen Behandlungsmaßnahmen beim überweisenden Zahnarzt

oder an unserer Klinik nicht zu einem zufriedenstellenden Erfolg geführt hatten. Wir führten deshalb enossale Implantationen auch hauptsächlich bei im Unterkiefer zahnlosen Patienten durch, da hier bei der prothetisch-zahnärztlichen Versorgung bekanntermaßen für Patient und Behandler die meisten Probleme auftreten.

Aufgrund der insgesamt ermutigenden Behandlungsergebnisse an unserer Klinik mit enossalen Implantaten wurde in den letzten Jahren die Indikation zum enossalen Implantat im Sinne BRANDT'S (1974) erweitert. Brandt hatte 1974 vorgeschlagen, Implantate dort anzuwenden, wo sie nach den bisherigen Erfahrungen mit einer zufriedenstellend langen Funktionsdauer und mit therapeutischem Gewinn für den Patienten angewendet werden könnten.

Im einzelnen wurden von Verfasser von 1970 - 1978 (Stand Februar 1978) folgende prothetisch-implantologische Behandlungen durchgeführt (27 Mißerfolge).

82 Totalversorgungen im Unterkiefer

28 festsitzende Verbundkonstruktionen bei uni- und bilateralen Freidend- und Schaltlückengebissen im Unterkiefer

3 defektprothetische Versorgungen im Oberkiefer

5 implantatgetragene Einzelkronen im Oberkiefer-Frontzahnbereich

6 transdentale Fixationen im Oberkiefer- und Unterkieferfrontzahnbereich

9.2. Vorgehen bei Totalersatz im Unterkiefer

Anatomisch lagen bei allen im Unterkiefer zahnlosen Patienten knöcherne Verhältnisse vor, wie sie in der Gruppeneinteilung von KÖHLER (1923) und LINKOW (1977) mit Typ B oder Typ C bezeichnet werden (siehe Kap. 6.2.1.). Da bei diesen Fällen die knöcherne Situation nur in seltenen Fällen das Einbringen enossaler Implantate im Seitenzahnbereich ermöglicht, im mentalen Bereich jedoch fast immer noch ausreichende Knochensubstanz zur Verankerung von Implantaten vorhanden ist, wurde unser prothetisch-implantologisches Konzept ganz auf die Verankerung enossaler Implantate im mentalen Bereich des Unterkiefers ausgerichtet.

9.2.1. Verwendung von Schraubenimplantaten

Bei der Mehrzahl der prothetisch-implantologischen Totalversorgungen im Unterkiefer wurden als Implantate die Metallschrauben nach HEINRICH verwendet. Trotz der von verschiedener Seite geäußerten Kritik an Metallschrauben (TETSCH und PEPPMEIER 1973, JACOBS 1974) haben sie - nach unserer Meinung - für die spezielle Anwendung im mentalen Bereich des zahnlosen Unterkiefers gegenüber anderen Systemen folgende Vorteile:

1. Schraubenimplantate sind im mentalen Bereich des Unterkiefers auch bei einem stärker atrophierten Alveolarkamm primär stabil im Knochen zu verankern.
2. Der chirurgische Eingriff ist einfach durchzuführen,
3. Es bestehen keine Platzprobleme sowohl in der Sagittalen (Alveolarkammbreite) als auch in der Transversalen (Abstand zwischen den Foramina

mentales) bei Anwendung mehrerer Implantate.

Besonders der erste der umseitig genannten Gesichtspunkte ist von besonderer Bedeutung, da bei stärker atrophierten Alveolarkämmen zahnärztlich-prothetisch die meisten Probleme auftreten.

Chirurgisch erweist sich für Schraubenimplantate in diesen Fällen des öfteren als günstig, daß bei fortgeschrittener Atrophie des Unterkieferknochens (Resorption der alveolären Anteile bis auf die basalen Anteile) der dann vorliegende, knöcherne Kieferkamm über ein relativ breites Plateau verfügt (Abb. 16). Die bei schmalen und spitz zulaufenden Kieferkämmen bei der Implantation von Schrauben sonst bestehende Gefahr des Ausbrechens vestibulärer Anteile des Alveolarknochens ist somit nur selten gegeben. Es kommt für Schraubenimplantate weiter begünstigend hinzu, daß im mentalen Bereich des Unterkiefers auch mittlere und kleinere Schraubengrößen eine günstigere Prognose erwarten lassen, da der Unterkieferknochen in diesem Bereich über eine relativ engmaschige Spongiosa und damit über ein für normale Implantate günstiges knöchernes Implantatlager verfügt.

Platzschwierigkeiten bestehen bei Schraubenimplantaten - im Gegensatz zu Blattimplantaten - im frontalen Bereich des zahnlosen Unterkiefers nicht. In Abhängigkeit von der anatomischen Situation können in den meisten Fällen in diesem Bereich 3 Schraubenimplantate verankert werden (Abb. 17).

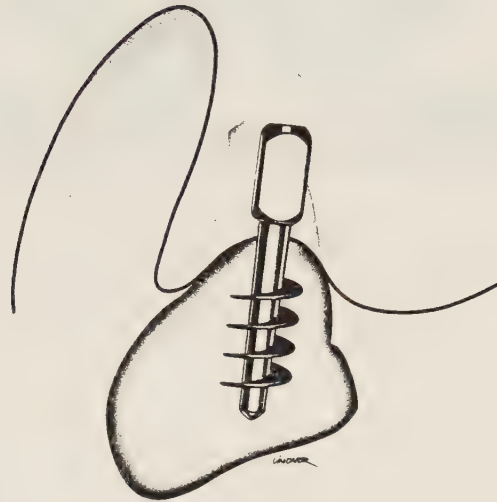


Abb. 16: Atrophische Veränderungen des Alveolarknochens im mentalen Bereich des zahnlosen Unterkiefers

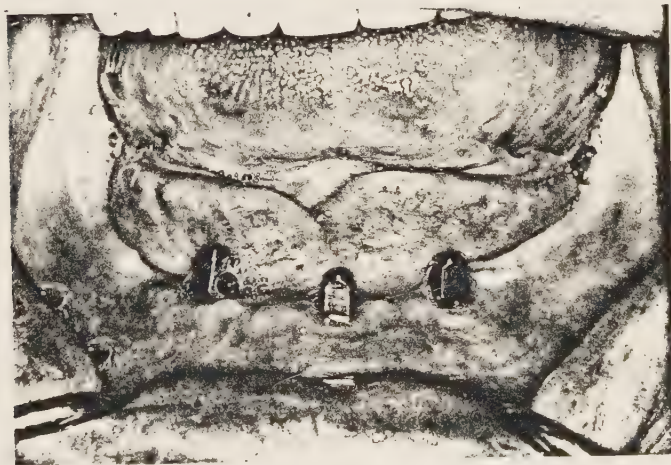


Abb. 17.a: Schraubenimplantate im mentalen Bereich des Unterkiefers
a) klinischer Zustand drei Wochen post. op.

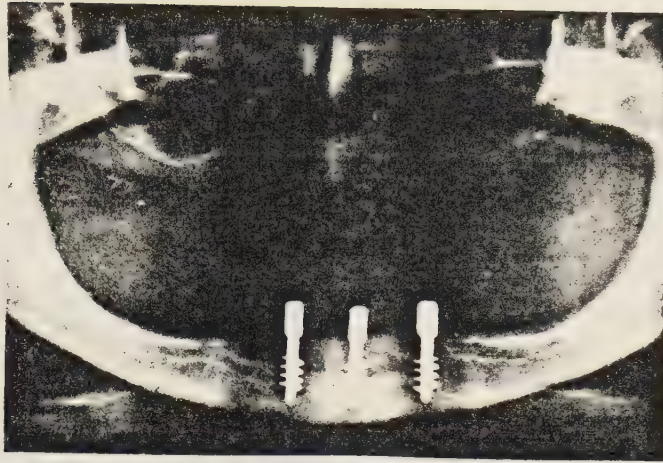


Abb. 17 b: Schraubenimplantate im mentalen Bereich des Unterkiefers

b) Röntgenaufnahme unmittelbar post. op.

9.2.1.1. Provisorisch-prothetische Versorgung

Zum Schutz der Schraubenimplantate vor mechanischer Überbelastung werden sie unmittelbar im Anschluß an den chirurgischen Eingriff primär verblockt und damit mechanisch stabilisiert.

Dazu wird nach dem Vernähen der Schleimhautwunde (Abb. 18) ein Alginat-Abdruck über das Operationsgebiet genommen. Im Bereich der Implantate wird der Abdruck barrenförmig ausgeschnitten (Abb. 19). Nach Herstellung eines Modells kann im "Tiefziehverfahren" dann eine barrenförmige Folie hergestellt werden (Abb. 20), die mit kalthärtendem Kunststoff gefüllt und nach Art der Herstellung einer provisorischen Brücke aus Kunststoff dem Implantatpfosten angepaßt wird. Die so gewonnene, abnehmbar - feste Verbindung zwischen den Implantatpfosten wird vom Patienten bis zur Eingliederung des definitiv-prothetischen Ersatzes getragen (Abb. 21).



Abb. 18: Herstellung eines Kunststoffbarrens zur provisorischen Schienung von Schraubenimplantaten im mentalen Bereich des Unterkiefers



Abb. 19: s. Abb. 18

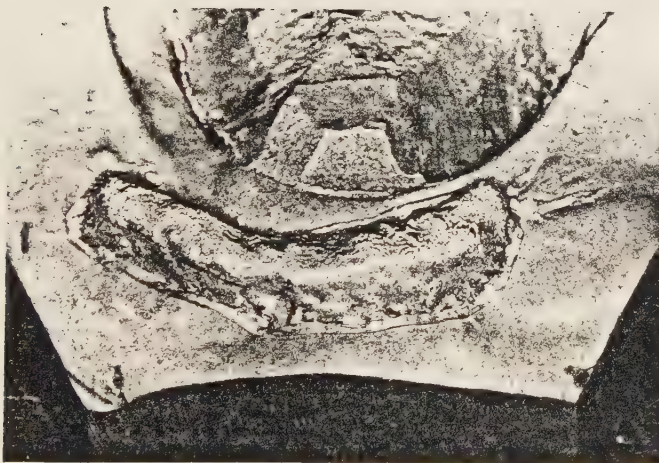


Abb. 20: s. Abb. 18



Abb. 21: s. Abb. 18

Die von anderen Autoren (HEINRICH 1970, BOLLMANN 1977) angegebene Möglichkeit, die fast immer vorhandene alte Unterkieferprothese im Bereich der Implantatpfosten auszuschleifen und mit weichbleibenden Unterfütterungsmaterialien oder Zahnfleischverbandmaterialien den eingegliederten Implantaten anzupassen, bringt unseres Erachtens die Gefahr der Fehlbelastung der Implantate mit sich: Fast immer ist es schwierig, die vorhandene Prothese dem von vornherein prothetisch ungünstigen und durch den chirurgischen Eingriff zusätzlich veränderten Prothesenlager so anzupassen, daß während des funktionellen Geschehens in der Mundhöhle Fehlbelastungen der Implantate über die aufgelagerte, provisorisch angepaßte Prothese verhindert werden können.

Von Ausnahmefällen abgesehen halten wir es - trotz ästhetisch und kau-funktioneller Nachteile - deshalb für vertretbar, die Patienten bis zur endgültigen Fertigstellung des definitiven Ersatzes lediglich mit dem in der Abbildung 21 gezeigten Kunststoffbarren provisorisch zu versorgen.

9.2.1.2. Definitiv-prothetische Versorgung

Abstützung und Verankerung

Der Konstruktion der an den Implantaten zu verankernden Totalprothese liegt die grundsätzliche Überlegung zugrunde, die eingebrachten Implantate kaufunktionell nicht direkt über die Prothese zu belasten, sondern sie lediglich als Hilfsmittel für einen gesicherten Halt der Prothese auf dem Alveolar-kamm und zur Führung und Stabilisierung gegenüber Seitwärts- und Torsionsbewegungen der Unterkiefer-Totalprothese heranzuziehen.

Die Unterkiefer-Prothese wird aus diesen Gründen rein schleimhautgetragen konstruiert: Nach Abschluß der Wundheilung und Fertigstellung eines die Schraubenimplantate verbindenden Metallsteges (Abb. 22) wird bei provisorischer Eingliederung des frontalen Steges eine Funktionsabformung für den geplanten Totalersatz im Unterkiefer durchgeführt. Entsprechend dem Herstellungsverfahren von Resilienzteleskopen wird dann vor der Modellation der Sekundärteile des frontalen Steges vom Zahntechniker Zinnfolie in einer Stärke von 0,5 mm auf die Primärkronen und die dazwischengeschalteten Stegteile aufgeklebt (Abb. 23).

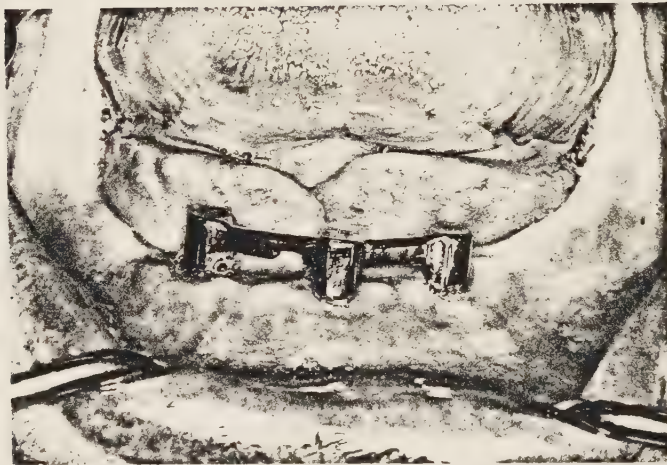


Abb. 22: Primäre Verblockung von Schraubenimplantaten über einen Steg

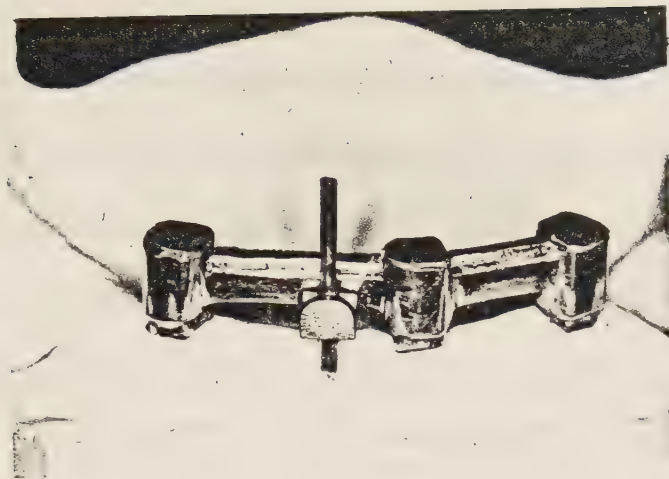


Abb. 23: Erhöhung des primären Steges durch Aufkleben einer 0,5 mm starken Zinnfolie während der Modellation der Sekundärteile

Auf diese Weise besteht bei der späteren Prothese zwischen den Primär- und Sekundärteilen des frontalen Steges in der Ruhephase ein der Schleimhautresilienz entsprechender Abstand von 0,5 mm. Bei Belastung kann die Prothese um diesen Betrag zunächst in das Schleimhauttegment einsinken, um dann gegebenenfalls in der Endphase der Einlagerung dem frontalen Steg aufzuliegen. Bei Entlastung des Zahnersatzes bringt die zurückstellende Schleimhaut die Prothese wieder in die Ausgangslage zurück.

Zur Verhinderung einer für die Implantate ungünstigen Friktion zwischen Primär- und Sekundärteilen werden für die Gußeinbettung der Sekundärteile stark expandierende Einbettmassen verwendet. Die auf diese Weise gewonnenen Gußobjekte sitzen dem frontalen Steg locker und ohne Friktion auf. Späteren Kippbeanspruchungen der Implantate bei Belastung der Prothesensättel und bei Ausgliederung der Prothese wird somit vorgebeugt. Falls

erwünscht, kann zur Reduzierung von Gleitbewegungen der Prothese auf dem Kieferkamm in den abnehmbaren sekundären Teil des Steges zusätzlich eine aktivierbare Hülse eingearbeitet werden. Diese sollte jedoch keine Haltefunktion ausüben, sondern dem Steg locker anliegen und erst bei seitlichen Translationsbewegungen und beim Vor- und Rückwärtsgleiten der Prothese auf dem Schleimhauttegment als abpufferndes Element in Funktion treten.

Da der sekundäre Teil des frontalen Steges - wie beabsichtigt - weder eine Stütz- noch eine aktive Haltefunktion ausübt, wird letztere durch Einarbeitung eines Schubriegels in die Prothese zusätzlich geschaffen (Abb. 24). Über diesen Riegel, der im geschlossenen Zustand unter dem Steg verläuft (s. Abb. 23), wird die Prothese passiv, und damit für das Implantat schonend, am Steg verankert).

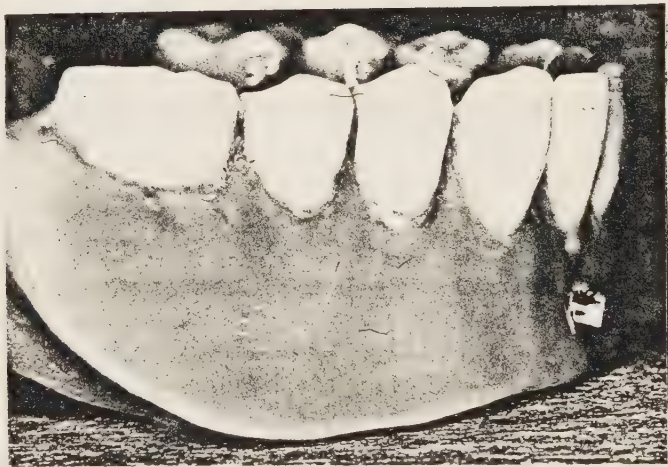


Abb. 24: Prothetisch-implantologischer Totalersatz im Unterkiefer mit geöffnetem Schubriegel

Bei dem auf diese Weise hergestellten Totalersatz handelt es sich somit um eine im Funktionsprinzip rein schleimhautgetragene Unterkiefer-Totalprothese. Der durch die Implantate geschaffene Steg im mentalen Bereich bewirkt jedoch eine Abpufferung von Seitwärtsschüben, verhindert eine Kippung der Prothese, sichert durch den Schubriegel ihren festen Halt auf dem Alveolarkamm und verbessert dadurch entscheidend die Funktionstüchtigkeit des Totalersatzes.

PRUIN (1970), WIRTZ (1973), SANDHAUS (1975), GRAFE (1977), LEDERMANN (1977), JACOBS und KOBES (1977), schlugen im Prinzip ähnliche prothetische Lösungen vor. Grundsätzlich wurde von allen Autoren eine primäre Verblockung der im mentalen Bereich des zahnlosen Unterkiefers eingebrachten Implantate über einen Steg als notwendig erachtet. Es wurde jedoch von den genannten Autoren eiförmig oder rund ausgeformten Stegen der Vorzug gegeben, um an ihnen die Totalprothese über aktive Halteelemente in Form von "Gilmore-Reitern" oder Steghülsen zu befestigen.

Dazu sei kritisch bemerkt, daß es sich sowohl bei Gilmore-Reitern als auch bei Steghülsen um aktive, am implantatgetragenen Steg festklemmende Halteelemente handelt. Eine zusätzliche - wenn auch geringfügige - Belastung der Implantate über den Steg ist bei Verwendung derartiger Halteelemente während der Ein- und Ausgliederung der Prothese und während des funktionellen Geschehens in der Mundhöhle zumindest denkbar. Ein deutlicher Nachteil dieser Art der Prothesenverankerung ist die hinsichtlich der Mundhygiene ungünstige Gestaltung der Prothesenbasis im Bereich des Steges und

der ausgeschliffenen und hohl gelegten Implantate. Die hohlgelegten Prothesenabschnitte müssen weiterhin als Sollbruchstellen angesehen werden.

Zumindest aus theoretischer Sicht erscheint deshalb die an unserer Klinik übliche passive Prothesenverankerung über Riegel günstiger zu sein als die aktive Befestigung der Prothesen über Steg-Hülsen und Gilmore-Reiter.

Statik

Hinsichtlich der Anordnung der Stege im zahnlosen Kieferbogen müssen die Gesetzmäßigkeiten der linearen Abstützung von teilbezahnten Restgebissen Berücksichtigung finden.

Da aus diesen Gründen nur dann eine sichere und torsionsfreie Führung der späteren Totalprothese und damit eine gute Prognose der Implantate gewährleistet ist, wenn der implantatgestützte Steg über eine ausreichende Länge verfügt und senkrecht zu den seitlichen Kieferkämmen verläuft, versuchen wir während des chirurgischen Eingriffs die Implantate im Bereich der früheren Eckzähne und - wenn möglich - auch zusätzlich im Bereich der früheren Schneidezähne zu verankern (Abb. 25).

Neben der Anordnung der Implantate im Zahnbogen ist statisch auch die Länge der einzelnen Implantatpfosten und damit die Höhe des Steges von Bedeutung. Es ist notwendig, die Relation zwischen dem enossal versenkten und dem in die Mundhöhle ragenden Teil des Implantates günstig zu ge-

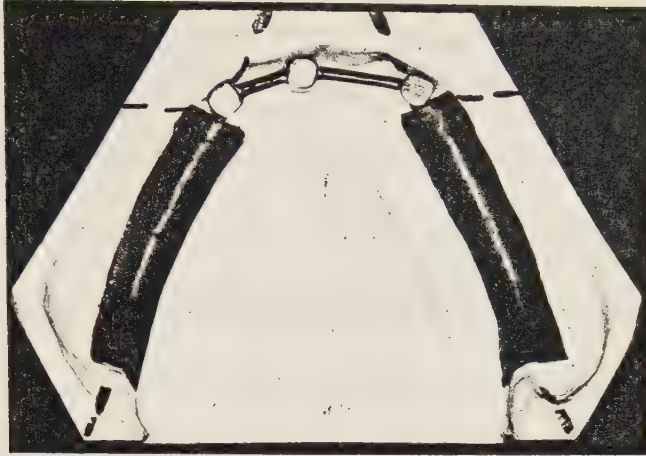


Abb. 25: Zweckmäßige Länge und Lage des implantatgetragenen Steges
im frontalen Bereich des zahnlosen Unterkiefers (Modellaufsicht)

stalten (Mindestforderung 1/3 oraler, 2/3 enossale Implantatanteile). Gelegentlich kann es deshalb indiziert sein, die in die Mundhöhle ragenden Implantatpfosten bis auf eine für die Friktion der Primärkronen notwendige Länge zu kürzen. Bei Schraubenimplantaten ist bei ausreichend tiefer Verankerung der Schrauben im Knochen (letzte Schraubenwindung deutlich unter der Knochenoberfläche versenkt) nur äußerst selten die Kürzung eines oder mehrerer Schraubenpfosten notwendig.

Basisgestaltung und Okklusion

Für die Basisgestaltung gelten die Gesetzmäßigkeiten der Totalprothetik. Durch entsprechende Abformung des Prothesenlagers und funktionsgerechte Ausformung der vestibulären und lingualen Anteile des Prothesenkörpers wird versucht, eine möglichst profil- und muskelgriffige Prothese (GERBER 1973) herzustellen. Die Extension der Prothesenränder nach lingual und

vestibulär wird jedoch mehr der Sattelgestaltung bei Teilprothesen entsprechend durchgeführt. Die für den konventionellen Totalersatz zweckmäßige, größtmögliche Extension der Prothesenränder bis an die durch die Funktion gegebenen Grenze im Übergangsbereich der fixierten zur beweglichen Schleimhaut (Innenventil) bringt bei enossalen Implantaten die Gefahr ihrer unterschwelligen Kipp- und damit Fehlbelastung mit sich.

Hinsichtlich der Okklusion gilt es kaustabile Prothesen herzustellen, die auch bei isolierter Belastung einzelner Kaueinheiten eine kipp- und rutschfeste Lage der Prothese gewährleisten. Dieses Ziel ist mit Gelenk- als auch kaubahnbezogenen prothetischen Behandlungsmaßnahmen erreichbar (Abb. 26 - 32).

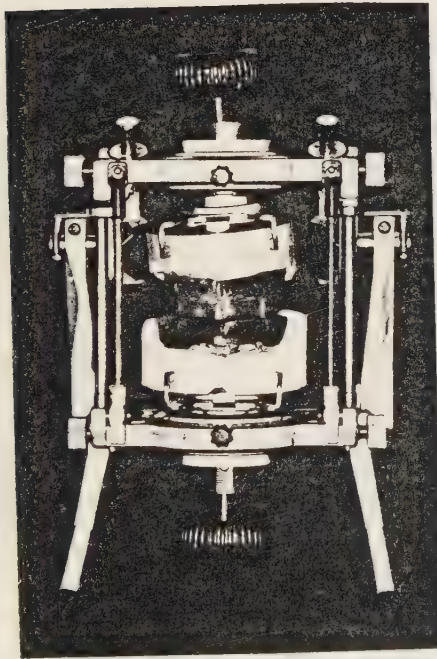


Abb. 26: Modelle im
Gnathomaten eingesetzt

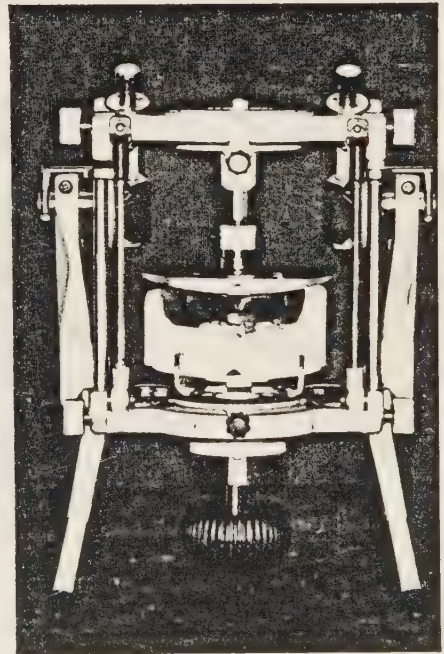


Abb. 27: Aufstellung der Zähne
mit Hilfe einer Kalotte

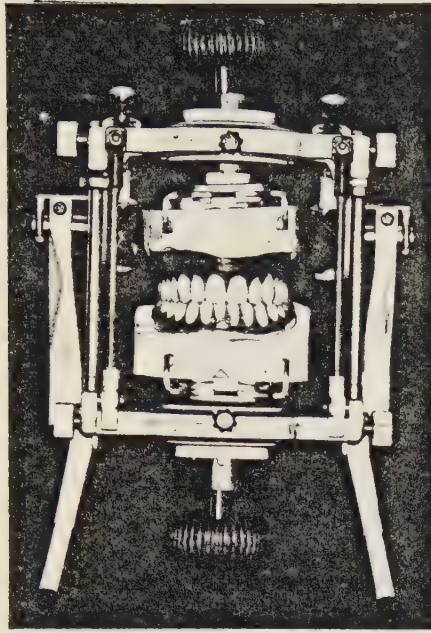


Abb. 28: Fertiggestellte Prothesen im Gnathomaten

Abb. 29: Prothesen eingegliedert

Abb. 26 - 29: Kaubahnbezogenes Vorgehen bei Verwendung des Gnathomaten

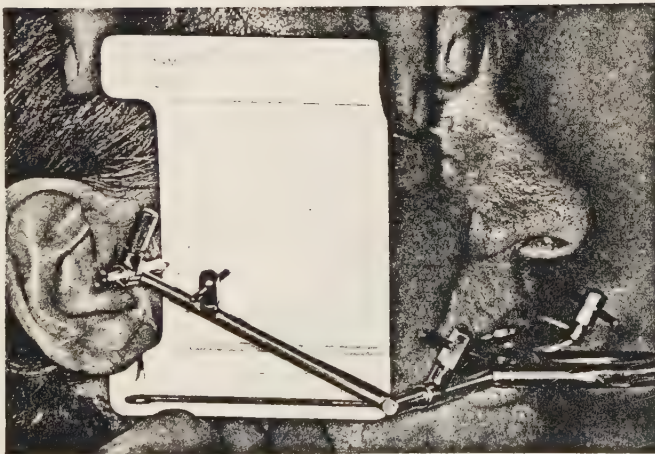


Abb. 30: Aufzeichnung der Kondylarbahnneigungen nach arbiträrer Bestimmung der Gelenksachse mit dem Gesichtsbogen nach A. Gerber



Abb. 31: Intraorale Stützstift-Registrierung mit dem Gerber-Set 106



Abb. 32: Fertiggestellte Prothesen im Condylator

Abb. 30 - 32: Gelenkbezügliches Vorgehen bei Verwendung des Condylators nach A. GERBER

9.2.2. Verwendung von Nadel-Implantaten

Entsprechend der von PRUIN (1970) angegebenen Technik wurden in den Jahren 1970 - 1972 bei 9 Patienten Tantalnadeln (siehe Kap. 4.3.1.1.) in Reihenanordnung (sog. Nadelstraße) im mentalen Bereich des Unterkiefers eingebracht (Abb. 33).



Abb. 33: Reihenanordnung von Nadelimplantaten im mentalen Bereich des Unterkiefers, sog. Nadelstraße

Die definitiv-prothetische Versorgung wurde in der von BÖTTGER (1971) angegebenen Weise durchgeführt: Nach zunächst provisorischer Schienung der Nadeln und nach Abheilung der Schleimhautwunde wird ein Metallbarren mit Kaltpolymerisat auf den Nadeln befestigt (Abb. 34).

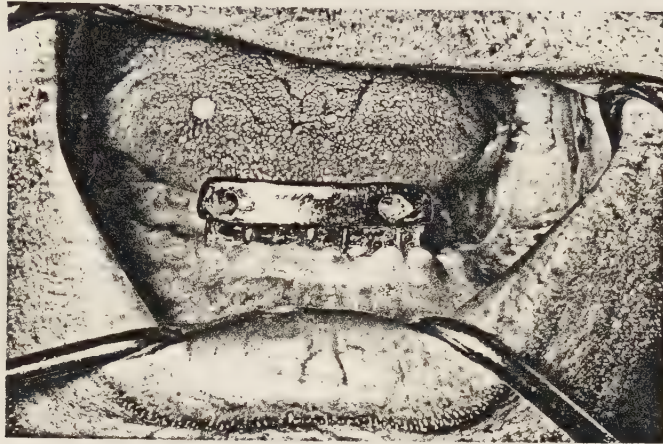


Abb. 34: Metallbarren an einer Nadelstraße mit Kaltpolymerisat befestigt

An diesem Barren wird die Prothese mit Hilfe von Riegeln, die in 2 entsprechend geschaffene Löcher des Barrens eingreifen, befestigt (Abb. 35 und 36). Zur Schonung der Nadelstraße vor Fehl- und Überbelastungen wird die aus Platzgründen für den Metallbarren notwendige Aussparung im frontalen Bereich der Prothesenbasis so gestaltet, daß eine rein gingivale Lagerung der Totalprothese gewährleistet ist. Bei stark ausgeprägter Schleimhautresilienz kann man die Löcher am Barren zu einem ovalen Fenster in Richtung Kieferkamm bewußt erweitern, um so der größeren Einlagerungsmöglichkeit der Unterkiefer-Totalprothese Rechnung zu tragen.



Abb. 35: Unterkiefer-Totalprothese mit geschlossenen Riegeln, Ansicht von der Basis

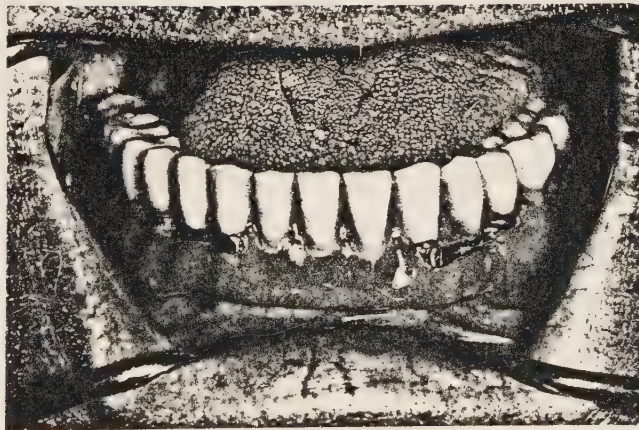


Abb. 36: Unterkiefer-Totalprothese eingliedert, Riegel geschlossen

9.3. Vorgehen bei Brückenersatz im Unterkiefer

Von 1970 bis Frühjahr 1977 wurde bei 28 Patienten mit Freidend- oder großen Schalt- Lückengebissen im Unterkiefer versucht, durch Einbringen endossaler Implantate künstliche Pfeiler zu schaffen, um auf diese Weise den Patienten festsitzenden Zahnersatz im Unterkiefer zu ermöglichen.

Bei 9 dieser Patienten lagen beidseitige Freidendlücken, bei 15 einseitige Freidendlücken, bei 4 Patienten große, mit festsitzendem Zahnersatz ohne zusätzliche Schaffung eines künstlichen Stützpfilers nicht zu schließende Lücken vor.

9.3.1. Provisorische Versorgung bei Brückenersatz

Zu Beginn der prothetisch-implantologischen Behandlung an unserer Klinik (1970 - 1972) wurden die bei teilbezahnten Restgebissen im Unterkiefer als zusätzliche Pfeiler eingebrachten Implantate nach dem chirurgischen Eingriff nicht geschient. Sie blieben bis zur Eingliederung des definitiven Brückenersatzes durch Zahnersatz unbelastet. Seit 1973 führen wir unmittelbar im Anschluß an den operativen Eingriff eine Stabilisierung der Implantate über eine temporäre Kunststoffbrücke durch.

Ohne großen Aufwand kann dieser temporäre Ersatz, der die frisch eingebrachten Implantate mit benachbarten, natürlichen Zähnen verblockt und dadurch stabilisiert, mit Hilfe einer Kunststoffolie hergestellt werden (Abb. 37). In funktioneller Hinsicht (Vermeidung okklusaler Interferenzen, paro-

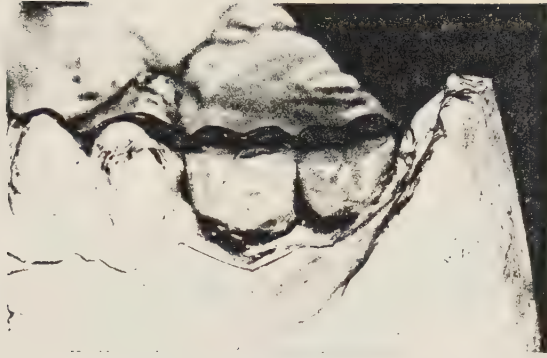


Abb. 37: Herstellung einer Kunststoffolie vor der Implantation

dental-hygienisch günstige Kronengestaltung) müssen an das Provisorium die gleichen Anforderungen gestellt werden wie an einen definitiven Brückenersatz (Abb. 38 und 39).

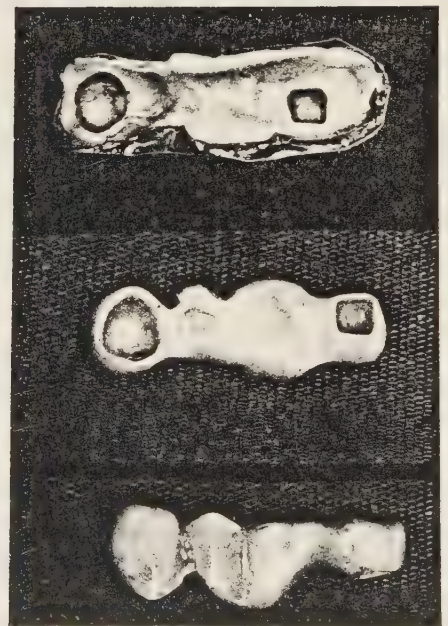


Abb. 38: Auffüllen einer Folie mit zahnfarbenem Kaltpolymersiat, Anpassung und Ausarbeitung



Abb. 39: Provisorische Kunststoffbrücke eingegliedert

Bei jeder kurzzeitigen Abnahme der auf dem Implantat und auf natürlichen Pfeilern provisorisch festgesetzten temporären Brücke, beispielsweise zur Entfernung der Nähte oder vor der Abformung für den definitiven Brückenersatz, sollte äußerst vorsichtig, das Implantat schonend, vorgegangen werden. Günstig ist es, mit einer Pinzette den Kopf des Implantates unterhalb der provisorischen Krone zu fassen und dann die Brücke vorsichtig abzuheben. Eine Störung der Knochenheilungsvorgänge durch starke mechanische Traumatisierung des Implantatlagers während der Einheilungsphase muß möglichst verhindert werden.

9.3.2. Der definitive Brückenersatz

Die im Zusammenhang mit enossalen Implantaten eingegliederten definitiven Brücken entsprechen in ihrem grundsätzlichen Aufbau Brückenkonstruktionen, wie sie zwischen natürlichen Pfeilern üblich sind.

Kleine Brücken im Seitenzahnbereich werden in einem Stück hergestellt und auf den als Brückenpfeilern vorgesehenen natürlichen Zähnen und auf den Implantaten festzementiert. Bei Brückenkonstruktionen, die aufgrund des Restzahnbestandes oder aus parodontal - oder kariesprophylaktischen Gründen über den gesamten Zahnbogen des Unterkiefers ausgedehnt werden müssen, ist es angezeigt, die Brücke unterteilt und damit auch erweiterungsfähig zu gestalten (Abb. 40 - 43).

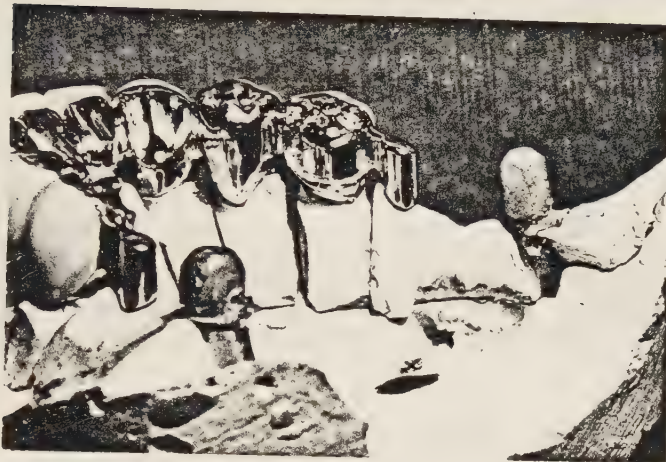


Abb. 40: Anteriorer Anteil der Brücke, mit endständigen Geschieben, auf dem Modell



Abb. 41: Brücke zu einer funktionellen Einheit verbunden



Abb. 42: Anteriorer Anteil
der Brücke aus Abb. 40 und 41
im Munde zementiert
(Zustand 6 Wochen post. op.)



Abb. 43: Brücke eingegliedert

Die Unterteilung großer Brückenkonstruktionen in mehrere, zu einer funktionellen Einheit zusammensetzbare Teile, hat folgende Vorteile:

1. Die zum Zementieren der Brückenkonstruktion notwendige Trockenlegung wird vereinfacht, da die einzelnen Teile nacheinander zementiert werden können.
2. Durch die Unterteilung der Brücken und (gleichzeitigen) Einbau von Konstruktionselementen, die Mikrobewegungen der einzelnen starren Brückenteile untereinander zulassen, wird der natürlichen, elastischen Deformation der Unterkiefer-Spange (z.B. transversale Kompression des Unterkiefers im Seitenzahnbereich bei der Öffnungs- und Vorschubbewegung, Deformation des Unterkiefers in der Vertikalen bei Kaudruckbelastung) Rechnung ge-

tragen (JUNG 1957, MARX 1966).

3. Die in die Brücken eingearbeiteten teleskopierenden Anker (Rillen-Schulter, Zapfen-Geschiebe u.a.) können nach einem vorzeitigen Verlust der Implantate als stabile Verankerungselemente für abnehmbare Teilprothesen verwendet werden (Abb. 40).

Für die Gestaltung der Kauflächen der Kronen und Zwischenglieder im Bereich des Implantates gelten die unter Punkt 7.1. diskutierten Richtlinien. Grundsätzlich verzichten wir bei der materialtechnischen Gestaltung der Kauflächen auf die Verwendung von Porzellan sondern geben Gold-Kauflächen den Vorzug. Nach BÖTTGER (1973) ist durch eine Porzellankaufäche, die keinem Abrieb unterliegt, eine verstärkte Inanspruchnahme des Knochens im Implantatbereich und damit evtl. ein beschleunigter Verlust des Implantates denkbar. Da implantatgestützte Brückenkonstruktionen in erster Linie im Seitenzahnbereich des Unterkiefers und damit in einem aesthetisch wenig relevanten Bereich des Kiefers zur Anwendung kommen, können Goldkauflächen hier ohne Beeinträchtigung der Aesthetik Anwendung finden.

Die dem Implantat aufgesetzten Kronen und die unmittelbar angrenzenden Brückenzwischenglieder sind aus parodontalhygienischen Gründen so gestaltet, daß hygienische Maßnahmen der Patienten im Bereich des Implantatpfostens ohne Schwierigkeiten möglich sind und zusätzlich der Implantatbereich einer Selbstreinigung zugänglich ist.

Die Implantat-Kronen werden deshalb so modelliert, daß sie vom Äquator (Übergangsbereich des okklusalen zum mesialen Kronendrittel) harmonisch zum Pfostenersatz auslaufen. Im Gingivalbereich bauchige Kronenformen sind

hygienisch ungünstig und fördern über die Plaqueretenion Infekte im Implantatbereich, da sie nicht nur die Selbstreinigung in diesem Kronenbereich sondern auch Zahnpflegemaßnahmen des Patienten erschweren.

Die Zwischenglieder im Bereich des Implantatpfostens werden aus parodontalhygienischen Gründen möglichst als Schwebeglieder gestaltet. Bei einer derartigen Formgebung der Brückenzwischenglieder, die im Unterkiefer in ästhetischer Hinsicht fast immer zu vertreten ist, ist eine ausreichende Reinigungsmöglichkeit des Implantatpfostens von allen Seiten her gewährleistet (Abb. 44 und 47).

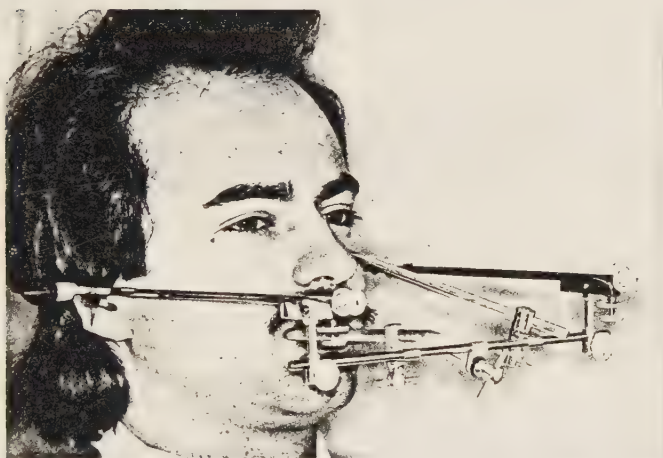


Abb. 44: Übertragungsbogen zur gelenkbezogenen Übertragung des OK-Modells auf den Artikulator angelegt

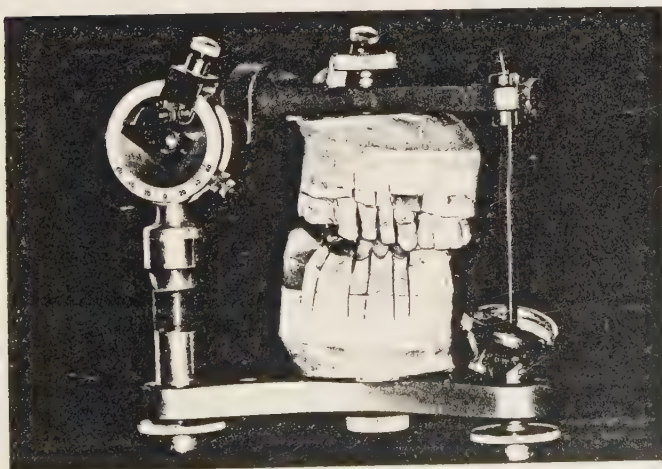


Abb. 45

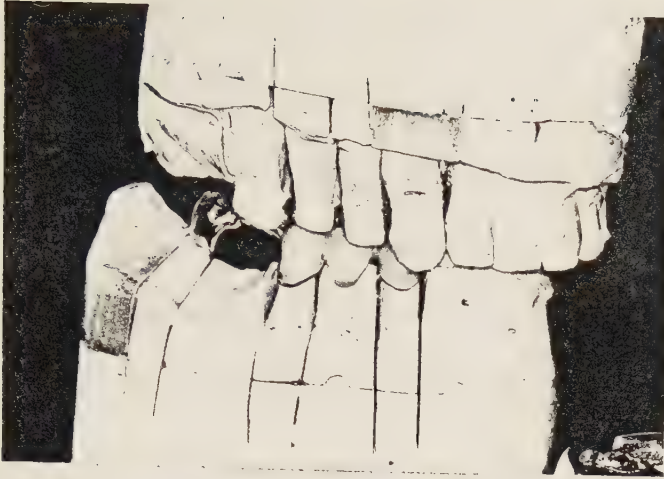


Abb. 46 und 45: Brücke im Artikulator fertiggestellt

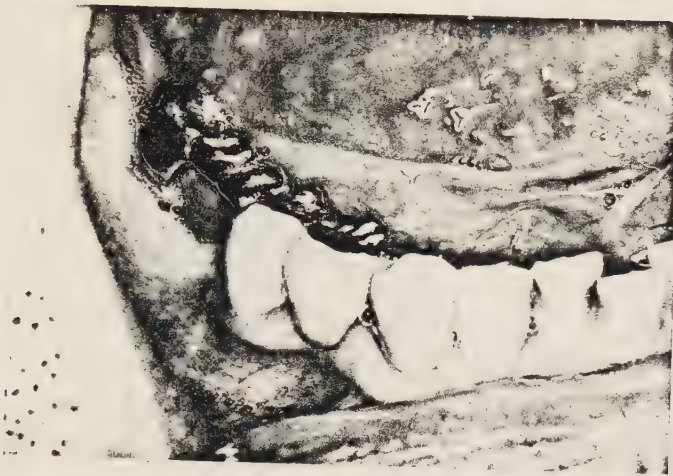


Abb. 47: Brücke eingegliedert

9.4. Vorgehen bei Einzelzahnersatz im Oberkiefer

Bei 5 Patienten wurde seit 1973 ein fehlender Oberkiefer-Frontzahn durch ein Schraubenimplantat ersetzt.

Von der generellen Kontraindikation enossaler Implantate im Oberkiefer wurde in diesen Fällen eine Ausnahme gemacht, da in allen Fällen im frontalen Bereich des Oberkiefers in der vertikalen Dimension ausreichend Knochensubstanz zur Verankerung einer mehrgewindigen Schraube zur Verfügung stand.

In allen 5 Fällen waren die Zähne ursächlich durch ein Frontzahntrauma verlorengegangen. Während es sich in 3 Fällen um jugendliche Patienten im Al-

ter von 15 und 16 Jahren handelte, waren 2 Patienten mittleren Alters. In letzteren Fällen war ein benachbarter Zahn ebenfalls durch das Trauma so mitgeschädigt, daß eine Überkronung dieses Zahnes notwendig wurde. Bei der prothetischen Versorgung konnte dadurch eine statisch günstige Verblockung zwischen der künstlichen Krone des natürlichen Zahnes und der Krone des Implantates durchgeführt werden (Abb. 48 - 51).



Abb. 48: Klinischer Zustand
vor der Implantation



Abb. 49: Klinischer Zustand
nach der Implantation

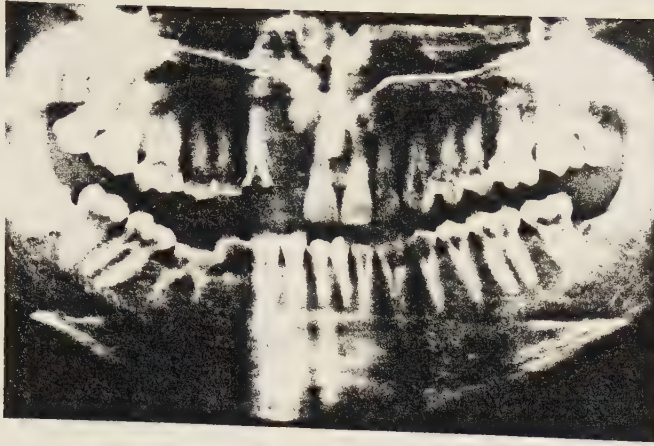


Abb. 50: Röntgenologischer
Zustand vor der Implantation

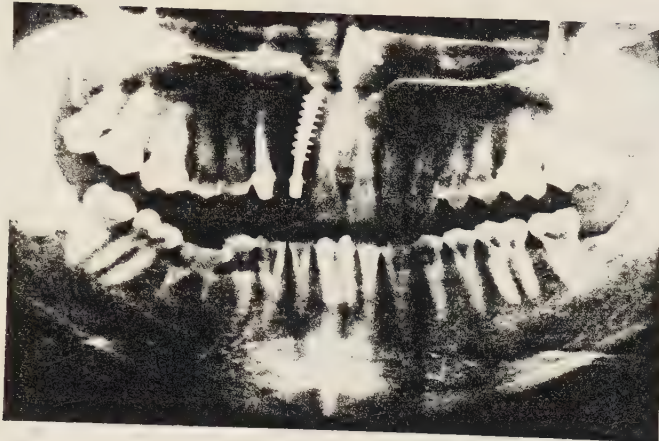


Abb. 51: Röntgenologischer
Zustand nach der Implantation

9.5. Nachsorge prothetisch-implantologisch behandelter Patienten

Eine intensive zahnärztliche Nachsorge ist für die Erfolgsquote prothetisch-implantologischer Behandlungen von ganz entscheidender Bedeutung. Im Vordergrund steht dabei die Motivation und Instruktion der Patienten zu einer Mundpflege. Die zu Beginn der Behandlung in dieser Hinsicht durchgeführten Aufklärungen und Kontrollen (Reaktionsdiagnose) werden deshalb zum Abschluß der Behandlung nochmals intensiv wiederholt und durch praktische Demonstration verdeutlicht.

Als günstig erweist sich dabei der Erläuterung mundhygienischer - insbesondere das Implantat betreffender - Maßnahmen an einem Phantommodell (Abb. 52).

Zur speziellen Reinigung der Implantatpfosten wird von uns die Verwendung von Interdental-Zahnbürsten gefordert (Abb. 53). Die regelmäßige Verwendung einer Munddusche wird ebenfalls empfohlen. Die Patienten werden jedoch darauf hingewiesen, daß die Munddusche niemals die Bürstenreinigung ersetzt, da mikrobakterielle Plaque nicht wegspülbar, sondern nur auf mechanischem Wege zu entfernen ist.



Abb. 52: Erläuterung der notwendigen mundhygienischen Maßnahmen mit Hilfe eines Phantommodells

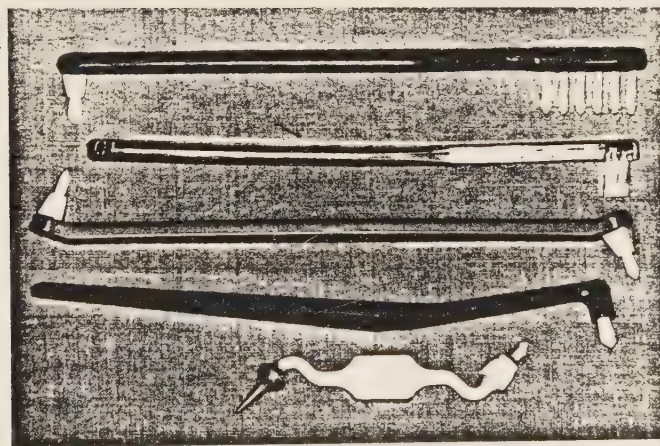


Abb. 53: Sortiment von Interdental-Zahnbürsten

10. Klinische Ergebnisse bei prothetisch-implantologisch behandelten Patienten

In ein- bis zweijährigen Abständen wurden routinemäßig alle prothetisch-implantologisch versorgten Patienten zu Kontrolluntersuchungen in die Klinik einbestellt.

Zum letzten Nachuntersuchungstermin im Januar 1978 wurden die im Zeitraum von 1970 bis 1976 behandelten Patienten eingeladen. Es erschienen 88 Patienten. Bei der Mehrzahl (74) der Patienten waren im Unterkiefer Schrauben- und Blattimplantate im Zusammenhang mit herausnehmbaren Totalprothesen oder festsitzenden Brücken eingegliedert worden.

Diese Patienten wurden an Hand eines speziell zusammengestellten Befundbogens (Tab. 3) eingehend untersucht.

Name	Jahrgang		Geschlecht		Implantations-termin		Nachuntersuchungs-termin		Art der Gegenbezeichnung	
Implantate	Taschen-tiefe	Gingival-Index	Plaque-Index	Implantat abgesunken	Lockerung	Schmerzen	Rö-Befund	Sonstiges		
	X									
	X									
	X									
	X									
Zahnersatz	Art		Okklusion	Notwendige Korrektur	Sauberkeits-Index	Mundpflege pro Tag	Patienten-urteil			
						1x	sehr zufrieden			
Primärteil						2x	mit Einschränkung			
Sekundärteil						3x	ablehnend			

Tab. 3: Befundblatt zur Nachuntersuchung prothetisch-implantologisch behandelter Patienten

10.1. Klinische Untersuchung

Zu Beginn der Untersuchung wurde jeder Patient gezielt nach seinem Gesamturteil und seinen bisherigen Erfahrungen mit der durchgeführten Behandlung sowie nach seinen Mundpflegegewohnheiten befragt.

Anschließend wurden der prothetische Ersatz (Einzelkronen, Brücken, Prothesen, Steggerüste) und die eingegliederten Implantate untersucht und die Ergebnisse in Form von Indices festgehalten. Aktuelle Mängel (notwendige Unterfütterungen, Okklusionskorrekturen) wurden ebenfalls auf dem Kontrollblatt vermerkt und - falls möglich - sofort korrigiert. Obwohl von den meisten Patienten mehrere Röntgenaufnahmen (Panoramaaufnahmen, Röntgen-Statens) vorlagen, wurden bei der letzten Nachuntersuchung im Januar 1978 nur der röntgenologische Anfangsbefund nach Einsetzen der Implantate mit dem aktuellen röntgenologischen Befund während dieser Nachuntersuchung verglichen.

10.2. Indices

Um vergleichbare Werte zu erhalten wurden einige Befunde durch Indices erfaßt.

Der Sauberkeitszustand der Brücken (SIB), der Stege (SIST) und der Prothesen (SIP) wurde nach folgenden Kriterien festgehalten:

Sauberkeitsindex Zahnersatz

- 0 sauber
- 1 wenig weggspülbare Beläge
- 2 wenig harte Beläge
- 3 viele harte Beläge
- 4 schmutzig

Der Zustand der Gingiva im unmittelbaren Kontaktbereich zum Implantatpfosten wurde nach den von LÖE und SILNESS (1963) angegebenen Gingival-Indices bestimmt:

Gingival- Index

- 0 keine Entzündung
- 1 geringe Entzündung
geringe Farbveränderung
- 2 mäßige Entzündung mit
Blutung, Ödem, Rötung
- 3 schwere Entzündung, Rötung,
Ödem, Spontanblutung,
abnorme Ulceration

Weiterhin wurde klinisch versucht, an jedem Implantatpfosten - nach Trocknung durch den Luftstrom - die Plaqueanlagerung im Sulcusbereich zu ermitteln. Dabei wurden in Anlehnung an SILNESS und LÖE (1964) 4 Schweregrade unterschieden:

Plaque-Index

- 0 kein Plaque
- 1 dünner Bakterienbelag
- 2 weiche Zahnbeläge in Verbindung mit Zahnfleischschwund
- 3 dicke Zahnbeläge → Zahnstein

Der "Parodontalzustand", d.h. der Zustand des Pilastriums der Implantate wurde zusätzlich durch Taschenmessungen darzustellen versucht.

TT = Taschentiefe in mm (Durchschnitt einer mesialen, distalen, oralen und vestibulären Messung mit einer Parodontalsonde).

Aufgrund der unterschiedlichen Form der Implantatpfosten und -hälse bei Schrauben- und Blattimplantaten, sowie der Schwierigkeit, bei aufzementierten prothetischen Ersatz (Stege, Brücken) die Sulcustiefen instrumentell - mechanisch exakt zu messen, können die ermittelten Werte für Taschentiefen nur als Anhaltspunkte und nicht als exakte Aussage gewertet werden.

10.3. Totalversorgung im Unterkiefer mit Hilfe von Schraubenimplantaten

Von den im Zeitraum von 1970 bis zum Frühjahr 1977 eingegliederten Unterkiefer-Totalprothesen, die über Schraubenimplantate stabilisiert wurden (64), waren zum Nachuntersuchungstermin im Januar 1978 noch 51 Prothesen voll funktionstüchtig. Alle 51 Patienten (30 wbl. - Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Implantation 62 Jahre, 21 ml. - Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Implantation 54 Jahre) gaben an, mit dem eingegliederten Ersatz sehr zufrieden zu sein.

Bei 13 Patienten verlief die Behandlung nicht erfolgreich (siehe Tab. 4).

	n= Patienten Stabilisierung Unterkiefer Totalsatz über Schrauben Implantate	Mißerfolge nach einer Tragezeit von											Erfolge	Gesamttragezeit Januar 1978
		Wochen		Monate		Jahren								
		0-2	2-4	1-3	3-6	1	2	3	4	5	6	7		
1970	3	1 b	1 c										1	7 Jahre
1971	3	1 c											2	6 Jahre
1972	8		1 b	1 c				2 d/e					4	5 Jahre
1973	9	1 a			1 g								7	4 Jahre
1974	12	1 a	1 e					1 d					9	3 Jahre
1975	15						1 d						14	2 Jahre
1976	14												14	1 Jahr
gesamt	64	4	3	1	1		1	3						
total	64	13											51	

a = anatomische Situation ungünstig
b = chirurgische Fehler
c = prothetische Fehler
d = mangelhafte Mitarbeit und Mundhygiene des Patienten

e = Schmerzen ohne sichtbaren Grund
f = Knochenabbau ohne sichtbaren Grund
g = pathologische Veränderungen am Pilastrium ohne sichtbaren Grund

Tabelle 4

Bei Gesamtbeurteilung der Mißerfolge fällt auf, daß es sich in 9 Fällen um primäre Mißerfolge handelt und nur in 4 Fällen die Implantate nach einer längeren Tragezeit von 2 und 3 Jahren entfernt werden mußten. In 3 dieser letzteren Fälle war eindeutig eine unzureichende Mundhygiene der Patienten, die zu ständigen Marginal-Infekten und im Endstadium zu Taschen-Ab-szedierungen im Bereich der Implantate geführt hatte, für die frühzeitige Ent-fernung der Schraubenimplantate mit verantwortlich.

Die relativ große Zahl primärer Mißerfolge in den ersten Jahren der praktisch klinischen Anwendung der Schraubenimplantate (1970 - 1974) führen wir rück-blickend auf mangelnde operative Technik und in erster Linie auf eine unzweck-mäßige prothetisch-provisorische Versorgung der Implantate zurück.

So sahen wir anfangs davon ab, unmittelbar im Anschluß an den operativen

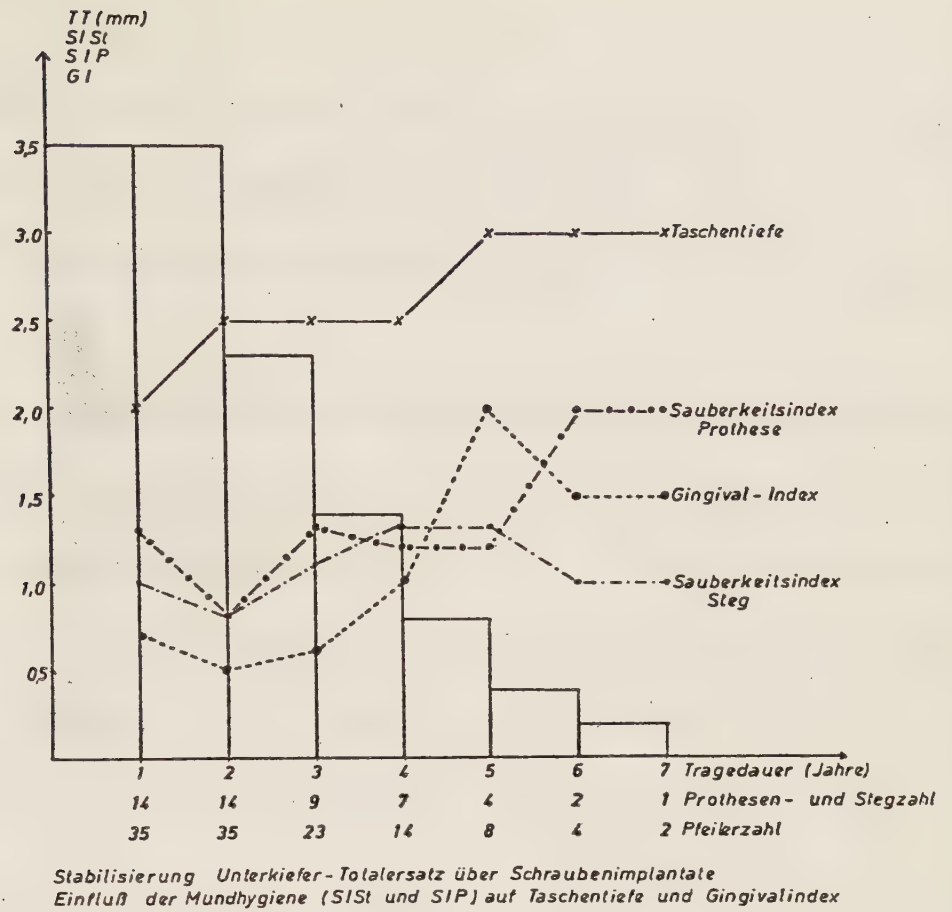
Eingriff die Implantate zu schienen, ließen die Implantate zunächst unbelastet, oder gliederten die vorhandenen alten Prothesen nach einer entsprechenden provisorischen Anpassung über die untereinander nicht stabilisierten Implantate ein.

Seit 1973 führen wir konsequent eine postoperative Schienung durch, wobei bis zur Fertigstellung des definitiven Totalersatzes im Unterkiefer auf das Tragen einer Prothese verzichtet wird. Die seit dieser Zeit merklich zurückgehende Zahl der primären Mißerfolge wurde - nach unserer Meinung - nicht unwesentlich durch diese konsequente Behandlungsmaßnahme beeinflußt.

Zustand der Implantate und der Pilastria

Die klinische Überprüfung des Lockerungsgrades jedes einzelnen Implantates war nicht möglich, da die eingebrachten Schrauben über nicht abnehmbare Stege miteinander verblockt waren. Bei 32 Patienten waren 2 Schrauben, bei 19 Patienten 3 Schrauben (insgesamt 121 Schrauben) im mentalen Bereich des zahnlosen Unterkiefers verankert worden. Die implantatgetragenen Stege machten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei palpatorischer Prüfung klinisch einen festen Eindruck.

Bei der Beurteilung der Taschentiefe ergab sich ein mittlerer Wert von etwa 2,5 mm. Die Taschentiefen zeigten jedoch mit zunehmender Tragedauer der Implantate eine leicht zunehmende Tendenz (siehe Tab. 5). So lag nach einer Tragezeit von 5 Jahren und mehr bei 7 Patienten mit 14 Schrauben die Taschentiefe im Mittelwert bei 3 mm.



Tab. 5

Der visuelle Vergleich des röntgenologischen Ausgangsbefundes mit den Befunden zum Nachuntersuchungstermin zeigte bei 10 von 14 implantierten Schrauben, die länger als 5 Jahre implantiert waren, beginnende vertikale Knochenabbauten (Tascheneinbrüche). Dabei handelte es sich um Größenordnungen, die etwa der Länge einer Schraubenwindung entsprachen (1 - 2 mm). Bei den restlichen 107 bis zu 4 Jahren getragenen Schraubenimplantaten konnte bei 20 ein in gleicher Größenordnung liegender "sicher feststellbarer Knochenschwund" im Sinne eines horizontalen oder vertikalen Knochenabbaus im Bereich der Implantate beobachtet werden.

Bei der Bewertung der Plaqueindices (PJ) an den Implantatpfosten ergaben sich Mittelwerte zwischen 1,0 und 1,5.

Der Entzündungsgrad der Gingiva (GI) im Implantatbereich zeigte in den ersten 4 Jahren der Tragezeit Werte unter und bis zu 1,0.

Mit zunehmender Tragezeit stieg der Gingival-Index auf 1,5 - 2,0 an.

Die Mundhygiene war bei allen Patienten zufriedenstellend. Die Patienten gaben an, Prothesen und Steg 2 - 3 mal pro Tag zu säubern. Der mittlere Sauberkeitsindex für die Stege lag zwischen 1,0 und 1,4, gleiche Werte wurden bis zu einer Tragezeit von 5 Jahren auch für die abnehmbaren Prothesen ermittelt. Mit zunehmender Tragezeit der Prothesen nahm der Grad der Prothesenverschmutzung jedoch zu (siehe Tab. 6).

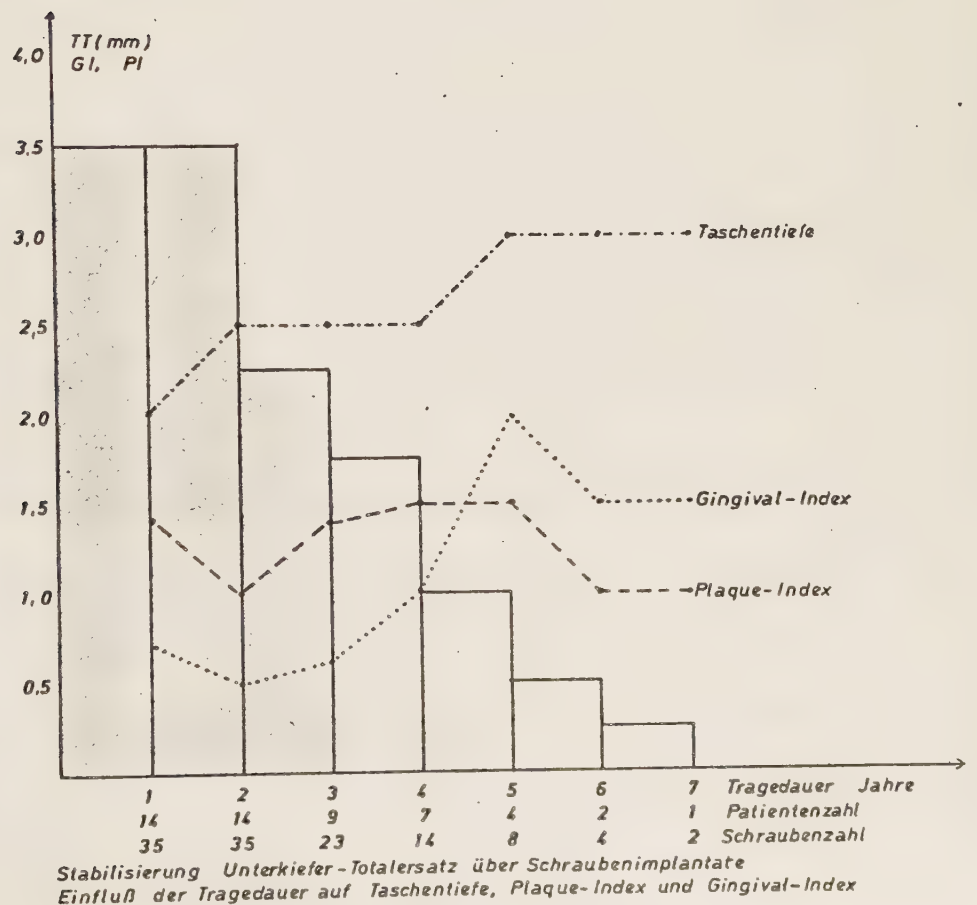


Tabelle 6

10.4. Totalversorgung im Unterkiefer mit Hilfe von Nadelimplantaten

Von den in den Jahren 1970 bis 1972 an einer Nadelstraße im zahnlosen Unterkiefer befestigten 9 Totalprothesen waren im Januar 1978 noch 5 funktionstüchtig.

4 Nadelstraßen mußten zwischenzeitlich entfernt werden (1 primärer Mißerfolg, 3 sekundäre, siehe Tab. 7).

	n= Patienten Stabilisierung UK Totalersatz über Nadel-Implantate	Mißerfolge nach einer Tragezeit von													Erfolge	Gesamttra- gezeit Januar 1978
		Wochen			Monaten			Jahren								
		0	2	4	1	3	3	6	1	2	3	4	5	6		
1970	1											1 d				7 Jahre
1971	5			1 b								1 b/d			3	6 Jahre
1972	3											1 d			2	5 Jahre
1973																4 Jahre
1974																3 Jahre
1975																2 Jahre
1976																1 Jahr
gesamt	9			1								1	2		5	
total	9	4													5	

Tabelle 7

Der Grund für den primären Mißerfolg lag in der chirurgisch-unzweckmäßigen Verankerung der Nadeln im mentalen Bereich des Unterkiefers. Für die sekundären Mißerfolge nach 4 bzw. 5 Jahren war - nach unserer Meinung - in erster Linie die mangelnde Mitarbeit dieser Patienten verantwortlich, da sie allen angesetzten Kontrolluntersuchungen ferngeblieben waren und zusätzlich eine

schlechte Mundhygiene betrieben. In einem Falle unterstützte zusätzlich ein während des chirurgischen Eingriffs gemachter Fehler (eine Nadel perforierte die Gegencorticalis) den vorzeitigen Verlust nach 4 Jahren, da es zu einer Fistelung nach extraoral gekommen war (Abb. 54 - 56). Es war in diesem Falle versäumt worden, postoperativ eine Panoramaröntgenaufnahme anfertigen zu lassen.



Abb. 54: Metallbarren einer Nadelstraße nach 4-jähriger Tragezeit (schlechte Mundhygiene)



Abb. 55: Nadelstraße im Röntgenbild (eine Nadel durchbohrt die Corticalis)

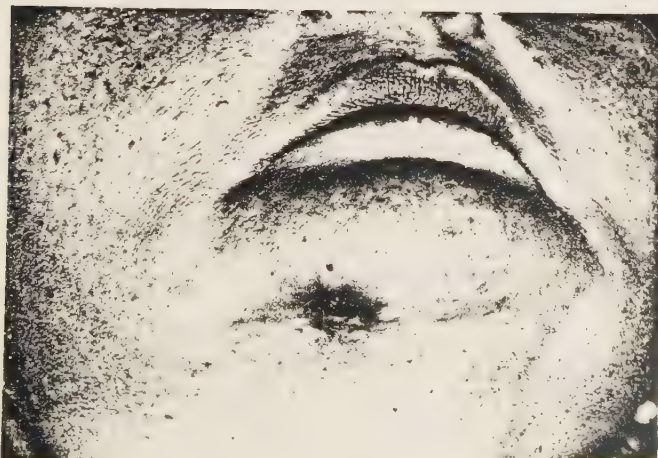


Abb. 56: Fistelung nach extraoral-mental

10.5. Brückenersatz im Unterkiefer

Im Januar 1978 waren von den insgesamt 41 im Laufe der letzten 7 Jahre als Brückenpfeiler bei 28 Patienten (16 wbl. - Durchschnittsalter zum Implantationstermin 34 Jahre, 12 ml. - Durchschnittsalter zum Implantations-termin 38 Jahre) im Unterkiefer eingegliederten Implantaten noch 34 Implantate funktionstüchtig.

3 Schrauben- und 4 Blattimplantate mußten vorzeitig entfernt werden. Dabei handelte es sich in 6 Fällen um primäre Mißerfolge.

Die vorzeitige Entfernung der Blattimplantate führten wir in 2 Fällen auf die chirurgisch zu breite Fräsung der Knochenrinne und eine unzuweckmäßige provisorische Versorgung zurück. Bei einem Patienten kam es trotz korrekter chirurgischer und prothetischer Behandlung zu Schmerzen im Bereich des Implantates, die noch während der provisorisch-prothetischen Behandlungsphase 2 Monate post. op. die Entfernung des Implantates notwendig machte.

	n = Patienten Blattimplantate als Brückenpfeiler im UK	Mißerfolg nach einer Tragezeit von										Erfolge	Gesamttra- gezeit Januar 1978
		Wochen		Monaten		Jahren							
		0-2	2-4	1-3	3-6	1	2	3	4	5			
1972	2		2 ^{b/c}								-	5 Jahre	
1973	2										2	4 Jahre	
1974	4			1 ^c							3	3 Jahre	
1975	5										5	2 Jahre	
1976	3										3	1 Jahr	
gesamt	16		2	1							13		
total	16	3									13		

Tabelle 8

Bei der Implantation von Schraubenimplantaten im Unterkieferseitenzahn-
bereich trat ein primärer Mißerfolg auf (siehe Tab. 9).

	n= Patienten Schraubenimplan- tat als Brücken- pfeiler im UK	Mißerfolg nach einer Tragezeit von											Erfolge	Gesamtträ- gezeit Januar 1978	
		Wochen		Monate	Jahren										
		0-2	2-4	1-3	3-6	1	2	3	4	5	6	7			
1970	1								1g					7 Jahre	
1971	4												4	6 Jahre	
1972	4	1b											3	5 Jahre	
1973	3												3	4 Jahre	
1974	-													3 Jahre	
1975	-													2 Jahre	
1976	-													1 Jahr	
gesamt	12	1							1						
total	12	2											10		

Tabelle 9

In einem Falle mußte bei einem linksseitig einseitigen Freidendgebiß, das mit Hilfe eines Schraubenimplantates mit einer festen Brücke versorgt worden war, das Schraubenimplantat nach 4 Jahren entfernt werden. Trotz medikamentöser und chirurgischer Behandlung des Pilastriums war es zu dauern-
den entzündlichen Infiltrationen und Abszedierungen im Bereich des Implan-
tates gekommen.

Alle Patienten waren mit dem festsitzenden Brückenersatz funktionell sehr zufrieden und gaben an, die Brücke ohne Schmerzen kaufunktionell belasten zu können. 3 Patienten beklagten jedoch aesthetisch negative Veränderungen der Brücke nach einer Tragezeit von 4 bzw. 6 Jahren. Bei diesen Patienten lagen partiell deutliche Abrasionen der Kunststoff-Verblendungen vor.

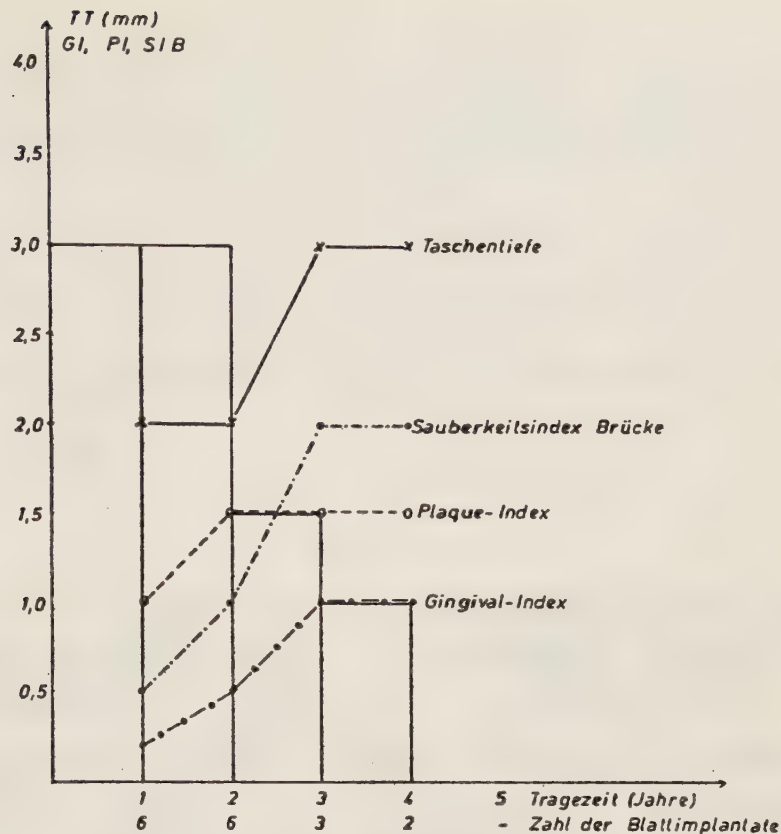
Bei 17 Patienten war im Oberkiefer ein herausnehmbarer Ersatz (Totalprothese, Teleskop-Beschiebe-Prothese) eingegliedert. Bei 11 Patienten okkludierten die implantatgetragenen Brücken mit natürlichen Zähnen oder feststitzendem Zahnersatz im Oberkiefer.

Zustand der Implantate und der Pilastria

Eine exakte Überprüfung der Lockerungsgrade der Implantate war nicht möglich, da sie über festsitzende Brücken mit dem Restgebiß verbunden waren. Bei der grobklinischen Untersuchung der Brücken durch Palpation war keine Lockerung feststellbar.

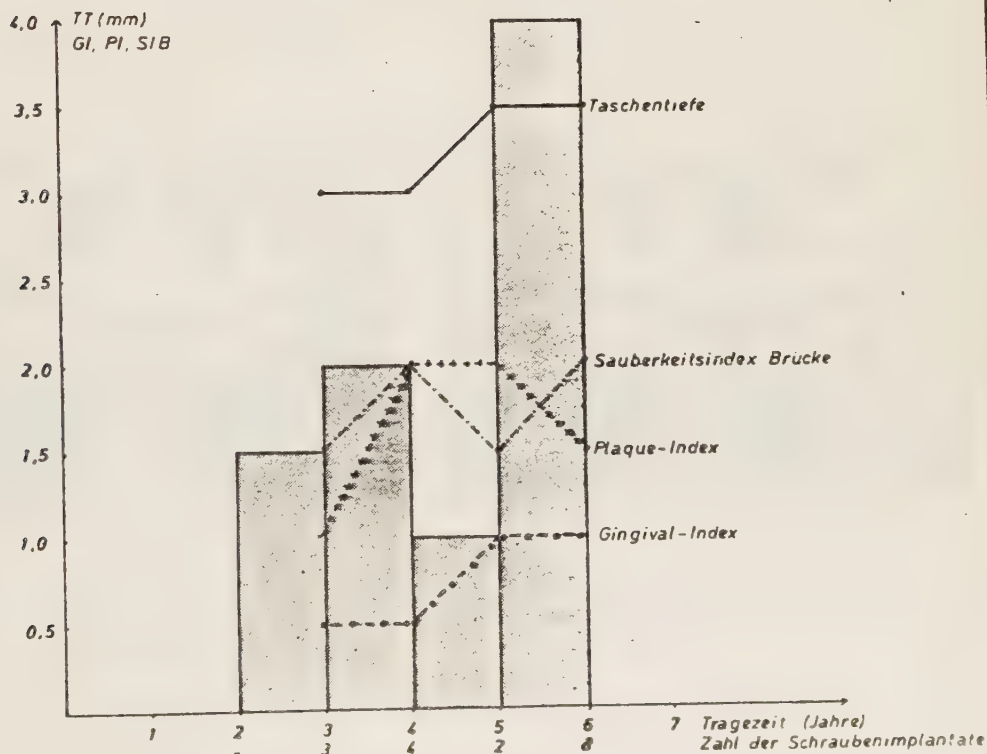
Bei Blattimplantaten wurde eine mittlere Taschentiefe von 2,0 mm gemessen, die jedoch bei den über 3 und 4 Jahre inkorporierten Blattimplantaten auf 3 mm anstieg (Tab. 10).

Ähnliche Werte konnten bei Schraubenimplantaten ermittelt werden (3,0 - 3,5 mm nach einer Tragezeit bis zu 6 Jahren, Tab. 11).



Zusammenhang zwischen der Tragedauer von Blattimplantaten als Brückenpfeiler im UK und den Taschentiefen (TT), den Gingival (GI) und Plaque-Indices (PI) der Implantate sowie den Sauberkeitsindices (SIB) der Brücken

Tabelle 10



Zusammenhang zwischen der Tragedauer von Schraubenimplantaten als Brückenpfeiler im UK und den Taschentiefen (TT), den Gingival- (GI) und Plaque-Indices (PI) der Implantate sowie den Sauberkeitsindices (SIB) der Brücken.

Der visuelle Vergleich der röntgenologischen Ausgangsbefunde unmittelbar nach Implantation und der Befunde zum Nachuntersuchungstermin zeigte, daß bei 10 von 12 Implantaten mit einer Tragezeit von 4 - 6 Jahren, bei denen eine mittlere Taschentiefe von 0,3 mm vorlag, röntgenologisch beginnende vertikale Knochenabbauten (Knochentaschen) feststellbar waren (siehe Abb. 57 - 64).

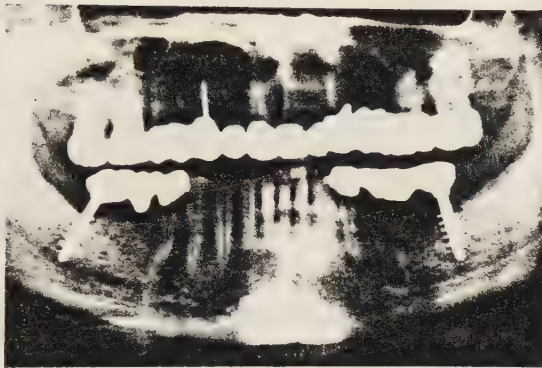


Abb. 57: Implantat nach Abschluß der Behandlung (1972)

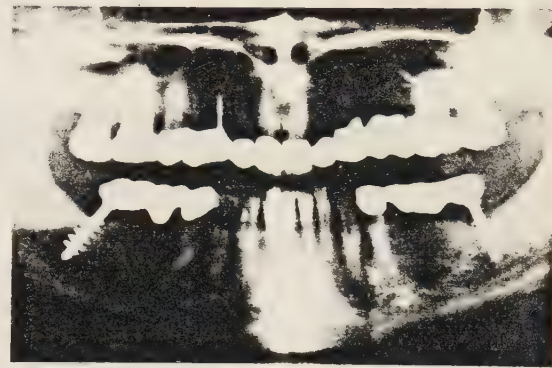


Abb. 58: Implantat nach 6-jähriger Tragezeit



Abb. 59: Implantat nach Abschluß der Behandlung (1972)

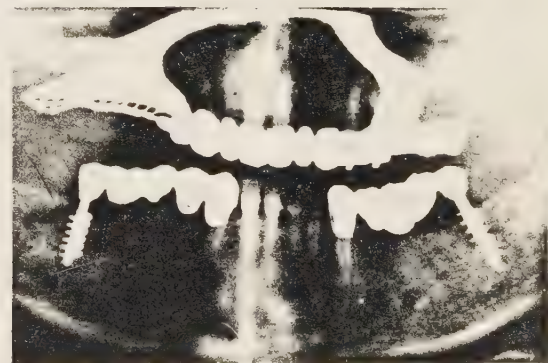


Abb. 60: Implantat nach 6-jähriger Tragezeit

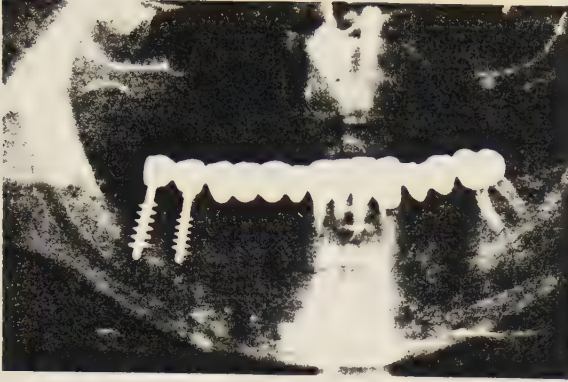


Abb. 61: Implantat nach
Abschluß der Behandlung
(1972)

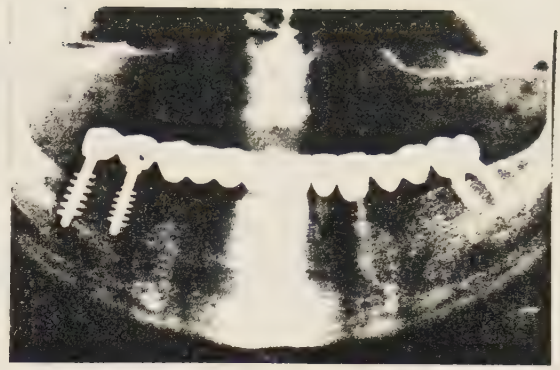


Abb. 62: Implantat nach 6-jähriger
Tragezeit



Abb. 63: Implantat nach Abschluß
der Behandlung (1974)
im Unterkiefer

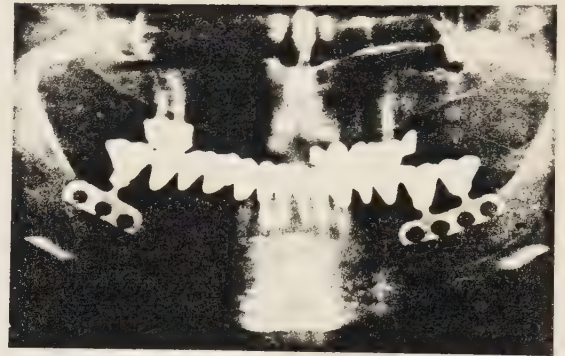


Abb. 64: Implantat nach 4-jähriger
Tragezeit

Der Gingivalindex zeigte in den ersten 2 - 3 Jahren nach Eingliederung der Brücken sehr gute Werte (GI im Bereich von 0,5). Mit zunehmender Tragezeit (3 bis 6 Jahre) stieg der Gingivalindex jedoch an (bis auf 1 GJ).

Die Mundhygiene der Patienten, die durch die Sauberkeitsindices der Brücken erfaßt wurde, war in mehreren Fällen unzureichend. Obwohl alle Patienten angaben, die Brücken 2 bis 3 mal pro Tag zu reinigen, wurde als Mittelwert

ein Sauberkeitsindex von 1,5 - 2,0 ermittelt. Entsprechend hoch war der durchschnittliche Plaqueindex (1,5 - 2,0) (siehe Tab. 10 und 11).

10.6. Einzelzahnersatz im Bereich der Oberkieferfront

Die bei 3 jugendlichen Patienten durchgeführten Einzelzahnimplantationen im Bereich der Oberkieferfront verliefen in 2 Fällen bis heute erfolgreich (5-jährige Tragezeit). In einem Fall konnte während des chirurgischen Eingriffs das Schraubenimplantat aufgrund tiefen Ausbrechens der vestibulären Knochenwand nicht fest verankert werden. Der operative Eingriff wurde daraufhin abgebrochen.

Ebenfalls wurden bei der im Januar 1978 durchgeführten Nachuntersuchung 2 mit einem Nachbarzahn verblockte Einzelzahn-Implantate seit 4 Jahren ohne Beschwerden getragen (siehe Tab. 12).

<i>Einzelzahnersatz OK</i>	<i>Patientenzahl</i>	<i>mit Erfolg</i>	<i>ohne Erfolg</i>
	5	4	1

Tabelle 12

10.7. Transdentale Fixation

Bei 6 Patienten wurden im Zeitraum von 1972 - 1977 transdentale Fixationen im Oberkiefer und Unterkiefer durchgeführt. Dabei kam bei 3 Patienten im Oberkiefer das von PRUIN angegebene Vorgehen zur Anwendung (transdentale Fixation mit gleichzeitiger Wurzelspitzenresektion (siehe Abb. 65 - 68)), während bei 3 Patienten ein gelockerter, aber erhaltungswürdiger unterer Eckzahn nach Entfernung der klinischen Krone und nach eingehender Wurzelbehandlung mit der Methode von WIRTZ (transdentale Fixation ohne gleichzeitige Wurzelspitzenresektion) über ein transdentales Stiftimplantat stabilisiert wurde.

Die Behandlungen im Oberkiefer verliefen alle erfolgreich (Tab. 13).

<i>Transdentale Fixation</i>	<i>Patientenzahl</i>	<i>mit Erfolg</i>	<i>ohne Erfolg</i>
<i>mit WSR OK Pruin</i>	3	3	-
<i>ohne WSR UK Wirtz</i>	3	2	1
<i>gesamt</i>	6	5	1

Tabelle 13

Im Unterkiefer traten bei einem Patienten wenige Tage nach Einbringen eines Stiftes in die rechte untere Eckzahnwurzel heftige Schmerzen auf. Eine Extraktion des Zahnes und mit ihm des endodontisch und enossal fixierten Stiftes wurde daraufhin notwendig.



Abb. 65: Zustand nach Front-
zahntrauma (Fraktur im apika-
len Wurzeldrittel) bei Zahn 11



Abb. 66: Zahn 11 transdental fixiert (Zustand
nach Abschluß der Behandlung)



Abb. 67: Operativer
Eingriff



Abb. 68: Schlußbißstellung (Zustand nach
Abschluß der Behandlung)

10.8. Defektprothetische Behandlung

Aufgrund der oft äußerst komplizierten und zum Teil subjektiv wie objektiv nicht zufriedenstellenden prothetischen Behandlungen im Rahmen der Defektprothetik wurde im Jahre 1972 bei 3 Fällen versucht, das Behandlungsergebnis mit Hilfe von ossealen Implantaten zu verbessern. In 2 Fällen lag im Oberkiefer der Zustand nach einer Tumoroperation mit einem mehrjährigen rezidiv-freien Intervall vor, in einem Falle handelte es sich um einen Patienten mit einer operierten Lippen-Kiefer-Gaumenspalte.

Die Operation und die postoperative Phase verlief bei allen Patienten erfolgreich und ohne Komplikationen. Prothetisch wurden die Implantatpfosten (Blattimplantate) über Stege primär verblockt und daran die Prothese teils schleimhautgetragen, teils steggestützt verankert.

Nach 6 Monaten, 1 bzw. 1 1/2 Jahren kam es jedoch zu Lockerungen und Schmerzen im Bereich der Implantate, die bei allen drei Patienten die Explantation der Implantate notwendig machte (Tab. 14).

	Implantate im Rahmen defektprothetischer Versorgung im OK n = Implantatzahl	Mißerfolge nach einer Tragezeit von										Erfolge
		Wochen		Monaten		Jahren						
		0-2	2-4	1-3	3-6	1	2	3	4	5		
1972	8				4	2	2				-	
gesamt	8	8										-

Tabelle 14

Für diese Mißerfolge mit Implantaten bei defekt-prothetischen Versorgungungen im Oberkiefer wurden unsererseits folgende Gründe verantwortlich gemacht:

1. Der Knochen im Oberkiefer ist für die Verankerung von enossalen Implantaten auf Grund seiner anatomischen Struktur generell ungünstig.
2. Bei Defektprothesen sind auf Grund des speziellen prothetisch-konstruktiven Aufbaus des Zahnersatzes und des insgesamt prothetisch ungünstigen Prothesenlagers in den meisten Fällen Kipp- und Hebelbelastungen der Implantate nicht zu verhindern.

So mußten in den vorliegenden Fällen bei 2 Patienten zur Deckung bleibender Oberkieferdefekte nach Halbseitenresektionen große Opturaturen zur Schließung der Verbindung zwischen Mund- und Nasenhöhle an der implantatgestützten Prothese verankert werden.

Bei dem an einer Lippen-Kiefer-Gaumenspalte operierten Patienten lag auf Grund der zahlreich vorausgegangenen plastischen Operationen im Oberkiefer ein stark vernarbtes, und damit prothetisch ungünstiges Prothesenlager vor.

11. Diskussion

1970 schrieb RHEINWALD, daß unter biologisch günstigen Umständen ungefähr die Hälfte der enossalen Implantate vom Organismus temporär toleriert werden könnten, und daß die durchschnittliche Verweildauer dieser Implantate im Kiefer - von Ausnahmefällen abgesehen - etwa bei 3 - 4 Jahren liegen würde.

Diese Anfang der 70iger Jahre von der Mehrzahl der praktisch und wissenschaftlich tätigen Zahnärzte vertretene Meinung hinsichtlich der Prognose enossaler Implantate basierte auf der biologischen Erfahrung, daß der Organismus Fremdkörper über einen gewissen Zeitraum zwar tolerieren, nicht aber inkorporieren kann, und daß Fremdkörper, die zusätzlich die epitheliale Deckschicht perforieren, in der Regel epitheliale Reaktionen im Sinne einer Umwachsung und damit ihrer Ausstoßung hervorrufen.

Diese zunächst kritisch - zurückhaltende bis ablehnende Beurteilung der enossalen Implantologie war aber auch beeinflußt durch die Vielzahl der zum Teil äußerst negativen Erfahrungen, die in den 50iger und 60iger Jahren zahnärztlicherseits mit subperiostalen Gerüstimplantaten gemacht worden waren. Ein wesentlicher Nachteil dieser unter 2 operativen Eingriffen (zur Abformung des Kieferknochens und zur definitiven Einbringung des subperiostalen Gerüsts) durchgeführten subperiostalen Implantationen lag in einem erheblichen Knochenverlust durch schlechtsitzende Gerüste und - bei notwendig werdender chirurgischer Entfernung - in dem Zurückbleiben eines

narbig veränderten und für die anschließende konventionelle prothetische Versorgung ungünstigen Prothesenlagers.

Trotz dieser Anfang der 70iger Jahre zum Teil grundsätzlichen, zum Teil gefühlsmäßigen Ablehnung jeder Form von Dentalimplantologie wurden in den letzten Jahren von einer kleinen Gruppe praktisch tätiger Zahnärzte, aber auch von einigen Kieferkliniken, enossale Implantate verschiedener Art klinisch erprobt und vermehrt bei der Patientenbehandlung verwendet. Der gegenüber subperiostalen Implantaten wesentlich einfachere chirurgische Eingriff zum Einbringen der enossalen Implantate in den Knochen als auch die Möglichkeit, das enossale Implantat ohne bleibenden Knochendefekt - falls nötig - wieder entfernen zu können, verringerten das Risiko einer derartigen Behandlung und machten dadurch die Anwendung enossaler Implantate für einen größeren Kreis von Zahnärzten praktisch und wissenschaftlich interessant.

Obwohl bisher keine vergleichbaren, durch klare Indices gekennzeichnete Nachuntersuchung publiziert wurden (Kap. 8), ermöglicht doch eine größere Zahl kleinerer, unter unterschiedlichen Gesichtspunkten zusammengestellter Sammelstatistiken über Ergebnisse und Erfahrungen mit enossalen Implantaten einen gewissen Einblick in die Erfolgserwartung bei praktischer Anwendung der verschiedenen Implantationssysteme. Von PRUIN wurde 1974 auf Grund seiner bis dahin gemachten Erfahrungen angegeben, daß etwa 75 % aller Implantate 5 Jahre und länger mit Erfolg vom Organismus toleriert werden könnten.

In diesem Zusammenhang ist die Frage zu klären, wann eine zahnärztliche Behandlung mit enossalen Implantaten als Erfolg zu werten ist. Während vom sprachlichen Standpunkt aus ein Erfolg hinsichtlich des Zeitfaktors mit etwas Dauerhaftem und Endgültigem verbunden wird, kann im akademisch-medizinischen Sinne auch dann eine Therapie als Erfolg gewertet werden, wenn sie über einen begrenzten Zeitraum eine subjektive und objektive Verbesserung des klinischen Zustandes eines Patienten ermöglicht. So wurde beispielsweise von KRAFT (1964) bei subperiostalen Implantaten die Behandlung dann als ein Erfolg angesehen, wenn die chirurgisch-prothetischen Maßnahmen eine ausreichende Kautätigkeit und sicheres Sprechen ermöglichten, auch dann, wenn diese Behandlungsergebnisse nur für eine beschränkte Zeit von wenigen Jahren erreicht werden konnten. Grundsätzlich hat sich jedes restaurative Vorgehen in der Zahnheilkunde mit Teilerfolgen auseinanderzusetzen und erreicht keine *restitutio ad integrum*.

Reproduzierbare Maßstäbe für eine aus dieser Sicht erfolgreiche enossale Implantation wurden von LEW (1972) sowie SMITHHOFF und FRITZ (1972) aufgestellt. So sahen letztere ein enossales Implantat dann als erfolgreich an, wenn

- a) der Patient keine Schmerzen hat,
- b) das Implantat klinisch fest ist,
- c) die Sulkustiefe im Bereich des Implantates nicht größer als 3 mm ist,
- d) das Röntgenbild keine pathologischen Veränderungen im Sinne "deutlich sichtbarer" Knochenresorptionen aufweist.

Auf der Grundlage dieser Erfolgskriterien waren die im Zeitraum von 1970 bis 1977 vom Verfasser durchgeführten 124 prothetisch-implantologischen Behandlungen in etwa 78 % der Fälle erfolgreich. Dabei lag die Tragedauer der Implantate zwischen 1 und 7 Jahren. 16 Patienten waren zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung (Januar 1978) 5 Jahre und länger erfolgreich prothetisch-implantologisch versorgt. Berücksichtigt man, daß auch an unserer Klinik die Rate primärer Mißerfolge, die zu Beginn prothetisch-implantologischer Behandlungen nicht unwesentlich auf mangelnde operative Technik, falsche Indikationsstellung und ungünstige prothetische Versorgung, also insgesamt auf iatrogene Fehler zurückzuführen ist, deutlich höher lag als die der sekundären Mißerfolge (primäre Mißerfolge 70 %, sekundäre bisher 30 %), so ist in Zukunft insgesamt ein noch günstigeres Ergebnis zu erwarten.

Aus unseren bisher mit enossalen Implantaten gemachten Erfahrungen kristallisieren sich im wesentlichen 5 Punkte heraus, die für den Erfolg einer prothetisch-implantologischen Behandlung von entscheidender Bedeutung sind:

1. die zahnärztlich richtig gestellte Indikation zum enossalen Implantat,
2. die Verwendung eines für den speziellen Behandlungsfall geeigneten Implantates,
3. die korrekte Durchführung des chirurgischen Eingriffs,
4. die korrekte provisorisch- und definitiv-prothetische Versorgung,
5. eine gute Mundhygiene des Patienten.

ad. 1: Die Ansichten hinsichtlich der Indikation zum enossalen Implantat, die Anfang der 70iger Jahre noch sehr geteilt waren, haben sich in den letzten Jahren nivelliert und verdichtet. Aufgrund negativer, aber auch positiver klinischer Erfahrungen und einer größeren Zahl theoretisch-experimenteller Untersuchungen haben sich heute Indikationsgebiete herauskristallisiert, bei denen man davon ausgehen kann, mit enossalen Implantaten mittel- und langfristig Erfolg zu haben.

Im Vordergrund der Indikation zum enossalen Implantat steht dabei der zahnlose, stärker atrophierte Unterkiefer. Die Herstellung eines funktionstüchtigen Totalersatzes macht im Unterkiefer bei fortschrittlicher atrophischer Veränderung des Alveolarknochens häufig große Schwierigkeiten und ist in vielen Fällen subjektiv und objektiv nicht zufriedenstellend zu lösen. Die Anwendung enossaler Implantate beim zahnlosen Unterkiefer hat sich in den letzten Jahren bewährt, wie auch die an unserer Klinik erreichten Behandlungsergebnisse zeigen: Von 82 mit Hilfe von Schraubenimplantaten (73) und Anfang der 70iger Jahre auch mit Nadelimplantaten (9) durchgeführten prothetisch-implantologischen Totalversorgungen wurden im Januar 1978 noch 64 ohne Komplikationen und mit einer objektiv guten Funktion getragen (siehe Kap. 9.2., 10.3. und 10.4.).

Ebenfalls lassen sich enossale Implantate bei entsprechender knöcherner Voraussetzung im teilbezahnten Unterkiefer mit Erfolg verwenden,

um zusätzliche prothetische Pfeiler zu schaffen. Viele Patienten, meistens mittleren Alters, können sich nach Verlust mehrerer Zähne im Unterkiefer – als potentielle Prothesenträger – nicht damit abfinden, in Zukunft herausnehmbaren Zahnersatz tragen zu müssen. Diesen Patienten kann mit Hilfe enossaler Implantate über mehrere Jahre festsitzender Zahnersatz ermöglicht werden. Bei Kopplung der eingegliederten Implantate an noch vorhandene Restzähne (Verbundkonstruktion) können nach bisher veröffentlichten (Kap. 8) und anderen eigenen Behandlungsergebnissen (Kap. 10.5.) gute Prognosen erwartet werden. So verlief bei 23 von 28 Patienten an unserer Klinik die Behandlung erfolgreich. 8 Patienten tragen den festsitzenden Ersatz seit mehr als 4 Jahren ohne Komplikationen.

Das Indikationsgebiet für enossale Implantate liegt eindeutig im Bereich des Unterkiefers. Im Oberkiefer ist aufgrund der ungünstigen anatomischen Voraussetzungen (weitmaschige Spongiosastruktur, schmale Kieferkämme, Kieferhöhle) die Prognose für ein enossales Implantat wesentlich schlechter, so daß nur unter größter Zurückhaltung und nach Ausschöpfung aller konventionellen prothetischen Möglichkeiten implantiert werden sollte. Diese Ansicht wird heute von der Mehrzahl der implantologisch tätigen Autoren bestätigt (siehe Kap. 6.1.3.). Eine Ausnahme stellt die Indikation zum enossalen Implantat beim Ersatz eines einzelnen Frontzahnes im Oberkiefer in einem sonst kariesresistenten Gebiß dar. Bei ausreichend vorhandener

knöcherner Substanz kann hier die Einbringung eines Implantates in Erwägung gezogen werden. Diese Indikation ist besonders bei jugendlichen Patienten vertretbar, die durch ein Trauma einen Frontzahn verloren haben. Bei diesen Patienten hat das Implantat dann seinen Zweck erfüllt, wenn es die Zeit überbrückt, bis im Alter von 20 - 21 Jahren festsitzender Ersatz eingegliedert werden kann (Kap. 9.4. und 10.6.). Den jungen Patienten kann auf diese Weise in der psychisch so wichtigen Phase zwischen dem 10. - 20. Lebensjahr das Tragen herausnehmbaren Zahnersatzes erspart werden.

Die geschlossenen Implantate in Form endodontisch-enossaler Stabilisatoren lassen bei der sog. "transdentalen Fixation" gelockerter einwurzeliger Zähne, also bei der Anwendung im Frontzahnbereich, sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer gute Ergebnisse auf lange Sicht erwarten (Kap. 4.3.1.1.1. und 10.7.). Der Hauptvorteil dieser Systeme ist darin zu sehen, daß der gingivale Anteil der noch vorhandenen Zahnwurzel einen physiologischen Abschluß zum Mundhöhlenepithel bildet.

ad. 2: Neben der richtig gestellten Indikation (Kap. 6) und damit der Auswahl eines für die Implantation günstigen Patienten ist die Verwendung eines für den speziellen Fall geeigneten Implantates prognostisch von Bedeutung.

Aus der sehr großen Zahl der heute angebotenen und für die praktisch-klinische Anwendung empfohlenen Implantate gilt es, ein geeignetes System auszuwählen.

Grundsätzlich haben die Mehrzahl der zur Verfügung stehenden endosalen Systeme gegenüber subperiostalen Implantaten, die in den 50iger Jahren propagiert wurden (Kap. 4.1.), den unbedingten Vorteil, daß sie nicht nur chirurgisch leichter zu verankern sind, sondern daß sie - falls notwendig - auch ohne Zurücklassen großer Defekte aus dem Kiefer wieder zu entfernen sind. Die bei subperiostalen Implantaten nach Explantation zurückbleibenden massiven Zerstörungen des Prothesenlagers mit großen Knochendefekten und narbigen Veränderungen der Kieferkammschleimhaut können bei rechtzeitiger Entfernung eines lockeren, Schmerzen bereitenden oder aus sonstigen Gründen zu entfernenden Implantates praktisch völlig vermieden werden.

Prozentual werden heute bei weitem am häufigsten schrauben- oder blattförmige Metallimplantate klinisch verwendet. Einmal deshalb, weil sie am längsten auf dem Markt sind, zum anderen weil ihre Dimensionierung und äußere Form es auch bei begrenzten knöchernen Gegebenheiten ermöglicht, sie primär stabil im Knochen verankern zu können. Die von verschiedener Seite, insbesondere von SANDHAUS (1966, 1969, 1971, 1975) bei Metallimplantaten befürchteten pathologischen Reaktionen im Sinne einer Metallose konnten bisher bei Dentalimplantaten konkret nicht nachgewiesen werden. Die heute

verwendeten Werkstoffe Tantal und Titan, die über Oxidbildungen Passivschichten an ihrer Oberfläche aufbauen, können als korrosionsbeständig bezeichnet werden, was auch aus ihrem hohen ABE-Wert hervorgeht (Kap. 5.1.1.).

Die an unserer Klinik verwendeten Schrauben nach HEINRICH und die Blattimplantate der Firma IMPLANTON INTERNATIONAL ORATRONIC erfüllen im großen und ganzen die an enossale Implantate gestellten werkstoffkundlichen Anforderungen:

Die Implantate sollen werkstoffkundlich

1. chemisch kompatibel sein, d.h. elektrisch neutral und korrosionsfest in einem pH-Bereich von 6,5 - 7,5,
2. funktionell hinsichtlich ihrer Form und ihrer mechanisch-statischen Materialeigenschaften kompatibel sein,
3. soll ihre mikro-morphologische Oberflächenbeschaffenheit möglichst günstige Voraussetzungen für eine Anlagerung des Kieferknochens an das Implantat oder zusätzlich für eine knöcherne Durchbauung des Implantates schaffen (Kap. 5.).

Aus rein werkstoffkundlicher Sicht haben die in letzter Zeit propagierten Glaskohle-(Kap. 4.3.3.) und Keramikimplantate mit inaktiver und aktiver Oberfläche (Kap. 4.3.4.) gegenüber Metallimplantaten ohne Zweifel Vorteile, da beide Materialien als absolut gewebefreundlich bezeichnet werden.

Klinisch sind Dentalimplantate aus Glaskohle und keramischen Massen bisher nur in kleinerer Zahl unter Kaufunktion erprobt worden. Auf-

grund ihrer Größe, ihrer Nicht-Biegbarkeit, ihrer relativ klobigen Form und ihrer Sprödigkeit haben sie gegenüber Metallimplantaten praktisch-klinische Nachteile.

Bei den bisher publizierten histologischen Ergebnissen von Keramikimplantaten, bei denen z.T. ein unmittelbarer und nahtloser Kontakt zwischen Knochen und Implantat im Sinne einer chemischen Verbindung beschrieben wurde (Kap. 4.3.3. und 4.3.4.), fällt auf, daß die Implantate während des Versuchs störungsfrei im Kiefer einheilen konnten und auch nach der Einheilungsphase kaufunktionell nicht belastet wurden. Es handelte sich - streng genommen - um Versuchsanordnungen, die für die Dentalimplantologie letztlich als unphysiologisch zu bezeichnen sind.

Bei kaufunktioneller Belastung der bisher entwickelten Kohlenstoff- und Keramikimplantate muß deshalb, ebenso wie bei Metallimplantaten mit der Ausbildung einer bindegewebigen Pufferschicht zwischen Implantat und Knochen gerechnet werden. Zu dieser Frage muß jedoch die weitere Entwicklung abgewartet werden.

Für den praktisch klinischen Gebrauch scheinen uns zum augenblicklichen Zeitpunkt - nach Aufrechnung aller Vor- und Nachteile der verschiedenen Systeme - Metallimplantate in Form von Blättern, von Schrauben und in seltenen Fällen auch von Nadeln (Kap. 10.) die erfolgversprechendsten zu sein. Die in der Literatur veröffentlichten (Kap. 8.), als auch unsere eigenen bisher erreichten Ergebnisse mit Schraubenimplantaten (Tab. 15) und Blattimplantaten (Tab. 16) bestärken uns in dieser Ansicht.

<i>Schraubenimplantate</i>	<i>n = Patienten</i>	<i>mit Erfolg</i>	<i>ohne Erfolg</i>	<i>Zahl der Schrauben</i>	<i>mit Erfolg</i>	<i>ohne Erfolg</i>
<i>Stabilisierung Totalersatz UK</i>	64	51	13	150	118	32
<i>Brückenpfeiler UK</i>	12	10	2	20	17	3
<i>gesamt</i>	76	61	15 19,7%	170	135	35 20,6%

Tabelle 15

<i>Blattimplantate</i>	<i>n = Patienten</i>	<i>mit Erfolg</i>	<i>ohne Erfolg</i>	<i>Zahl der Blätter</i>	<i>mit Erfolg</i>	<i>ohne Erfolg</i>
<i>Brückenpfeiler UK</i>	16	13	3 18,7%	21	17	4 19,05%

Tabelle 16

ad. 3: Eine gekonnte, möglichst atraumatische chirurgische Einbringung in den Kieferknochen ist für den Erfolg mit enossalen Implantaten ebenfalls von grundsätzlicher Bedeutung. Es gilt das Implantat absolut fest im Knochen zu verankern. Ein Implantat, das eine geringe Lockerung nach dem operativen Eingriff zeigt, wird niemals fest und sollte sofort entfernt werden.

Diese primäre Stabilität, die während des chirurgischen Eingriffs durch Schaffung einer weitestgehenden Kongruenz zwischen der Schnittfläche des Knochens und der Implantatoberfläche angestrebt wird, kann am einfachsten bei Verwendung aufeinander abgestimmter chirurgischer Normbestecke geschaffen werden.

- ad. 4: Die auf chirurgischem Wege erreichte primär feste Verankerung der Implantate muß durch eine unmittelbar postoperativ sich anschließende prothetisch-mechanische Stabilisierung der Implantate über provisorische Brücke und Schienen unterstützt und gesichert werden.

Während Anfang der 70iger Jahre eine provisorische Stabilisierung der Implantate nicht als notwendig erachtet wurde (PRUIN 1970, GRAFELMANN 1972), hält sie die Mehrzahl der Autoren (BEEK 1962, CRANIN 1970, MYSKA 1974, JUNGKUNZ 1974, BRINKMANN 1976, MUTSCHELKNAUSS 1977, PRUIN 1978 u.a.) heute für notwendig. Sie hat die Aufgabe, für "mechanische Ruhe" im Implantatlager während der Einheilungsphase - soweit das in der Mundhöhle möglich ist - zu sorgen. Wird auf die provisorische Schienung verzichtet oder aber wird sie hinsichtlich der Okklusionsgestaltung unkorrekt durchgeführt, kann es aufgrund der nicht zu vermeidenden kaufunktionellen und evtl. zusätzlich parafunktionellen Belastungen der Implantatpfosten - und damit einer ständigen überschweligen Traumatisierung des Knochens über den Implantatkörper - zu vermehrten Resorptionen und Decalcifizierungsvorgängen an den Schnittflächen des Knochens und damit zur Ausbildung einer breiteren Bindegewebsmembran in der Kontaktzone zwischen Implantat und Knochen kommen. (Kap. 7.2.2.). Dieses führt zu einer vermehrten Beweglichkeit der Implantate was wiederum eine zunehmende mechanische Traumatisierung des Implantatlagers und schließlich den Verlust des

Implantates zur Folge haben kann. Es gilt diesen Circulus vitiosus durch eine chirurgisch absolut feste Verankerung und durch eine sofortige postoperative prothetische Stabilisierung von vornherein zu unterbinden (Kap. 7.2.1.).

Die deutlich höhere Zahl primärer Mißerfolge, d.h. Mißerfolge in den ersten Wochen und Monaten nach der Implantation gegenüber sekundären Mißerfolgen, d.h. Mißerfolgen in den ersten Jahren nach Implantation, deutet darauf hin, daß die postoperative Phase als kritisch für den Gesamterfolg anzusehen ist. Wird das erste halbe Jahr ohne Komplikationen überbrückt, kann mit einer längerfristigen Tragezeit der Implantate gerechnet werden (Kap. 10.).

Auch der definitive prothetische Ersatz sollte so aufgebaut sein, daß die einzelnen Implantate nicht ungeschützt den angreifenden Kräften in der Mundhöhle ausgesetzt sind. Rein implantatgetragene prothetische Konstruktionen halten wir aus diesem Grunde für unzweckmäßig. KNOWLTON (1955) und KRAFT (1957) konnten zeigen, daß bei rein implantatgetragenen Zahnersatz zwischen den Zahnreihen Kaukräfte entwickelt wurden, die um ein Mehrfaches die zwischen Prothesen und natürlichen Pfeilern entwickelten Kräfte übertrafen. Eine überschwellige Belastung des Knochens über das Implantat ist deshalb bei rein implantatgetragenen prothetischen Konstruktionen nicht auszuschließen.

Der prothetische Ersatz im Zusammenhang mit enossalen Implantaten sollte - nach unserer Meinung - entweder als rein gingival getragene Prothese oder als festsitzende Brücke in Verbindung mit noch vorhandenen Restzähnen konstruiert werden. Im ersten Fall schützt die sensible Versorgung der Kieferkammschleimhaut das Implantat vor überschwelliger Belastung (Kontrollschmerz), im zweiten Falle, bei sogenannten Verbundkonstruktionen, wirkt das Desmodont der natürlichen Brückenpfeiler als "Schmerzbremse" und verhindert eine Überbelastung der bindegewebig im Knochen fixierten Implantate (Kap. 7.1.).

Hinsichtlich der Kauflächengestaltung muß versucht werden, die künstlichen Kronen so zu gestalten, daß statisch ungünstige Horizontalschübe auf das Implantat möglichst vermieden werden. Dazu ist eine schmale und flachhöckrige Kauflächengestaltung zweckmäßig.

Eine von Interferenzen freie Okklusion ist für den Erfolg mit Implantaten eine *conditio sine qua non*, da okklusale Fehlkontakte zu ständigen Fehl- und Kippbelastungen der Implantate führen. MÜHLEMANN (1975) hält es für denkbar, daß es durch Fehlbelastungen zu einem ständigen Aufreißen der relativ lockeren Verbindung zwischen der Metalloberfläche und der fibrösen Kapsel um das Implantat kommen kann und daß sich dann in diesem Spalt eine Infektion am Implantat entlang nach apical-basal (Wackelspalt) ausbreitet.

Hinsichtlich der Fixierung abnehmbarer Prothesen an den primär über Stege miteinander verblockten Implantaten geben wir passiven Ver-

ankerungselementen in Form von Riegeln den Vorzug, da sie die Implantate während der Aus- und Eingliederung der Prothese und beim Kaufunktionsgeschehen weniger als aktive Halteelemente belasten. Entscheidend für den Langzeiterfolg ist jedoch, daß die Implantate durch den abnehmbaren prothetischen Ersatz nicht ständigen Kipp- und Hebelbelastungen ausgesetzt werden (Kap. 9.2.1.2.). Die bei der Versorgung defektprothetischer Fälle mit enossalen Implantaten an unserer Klinik aufgetretenen sekundären Mißerfolge (Kap. 10.8.) bestätigen diese unsere Ansicht, da es bei diesen Fällen - trotz korrektem zahnärztlichen Vorgehen - aufgrund des ungünstigen Prothesenlagers (vernarbte Schleimhaut, Perforation zur Nasenhöhle) nicht möglich war, die Implantate vor überschwelligem Belastungen durch die Defekt-Prothese zu schützen.

Insgesamt gesehen ist für den Langzeiterfolg mit enossalen Implantaten die korrekte prothetische Behandlung der bedeutsamste Faktor. Leitidee bei jeder prothetischen Versorgung enossaler Implantate sollte sein, sie "so wenig wie möglich, so viel wie nötig" zu belasten. Aus dieser Einstellung heraus ergibt sich von selbst das bestmögliche prothetische Konzept für den speziellen Behandlungsfall.

- ad. 5: Für das Auftreten von Entzündungen im Bereich des Pilastriums müssen - dem Auftreten parodontaler Infekte bei natürlichen Zähnen vergleichbar - in erster Linie durch Mikroorganismen hervorgerufene Infekte verantwortlich gemacht werden. Faktoren, die ein vermehrtes Wachs-

tum von Mikroorganismen im Bereich der Implantatpfosten begünstigen, tragen deshalb indirekt zur Förderung von Entzündungen im Bereich der Pfeilerdurchtrittsstelle bei.

So zeigten die bei unseren Patienten durchgeführten Nachuntersuchungen, daß ein direkter Zusammenhang bestand zwischen der Plaqueanlagerung am Implantatpfosten und dem Entzündungsgrad der umgebenden Gingiva (Kap. 10.). Ebenfalls bestand zwischen dem kontinuierlichen Anstieg der Taschentiefen und der Zunahme der Gingivalindices im Implantatpfostenbereich mit zunehmender Tragedauer der Implantate ein direkter Zusammenhang.

Aus dieser Erkenntnis heraus ist es zahnärztlicherseits notwendig, die Kronen und Zwischenglieder im Bereich der Implantate so zu gestalten, daß eine - gewisse - Selbstreinigung im Bereich des Implantatpfostens möglich ist und Nahrungsmittelverhaltensweisen und PlaqueRetentionen möglichst vermieden werden. Dazu hat sich bei Brückenkonstruktionen die Gestaltung des unmittelbar an das Implantat anschließenden Zwischengliedes als unterspülbares Schwebeglied bewährt (Kap. 9.3.2.).

Von entscheidender Bedeutung zur Vermeidung frühzeitig auftretender Infekte im Bereich der Pfeilerdurchtrittsstelle ist jedoch die Mundhygiene der Patienten. Nur bei einer exakten Mundpflege, zu der der Patient während der Behandlung motiviert und speziell angeleitet werden muß (Kap. 9.5.), ist es möglich, Entzündungen im Implantat-

pfostenbereich langfristig zu vermeiden.

Aus dieser Sicht hat es sich bewährt, die mit Implantaten versorgten Patienten im Abstand von 6 - 12 Monaten routinemäßig mit Hilfe eines Recall-Systems zahnärztlicherseits einzubestellen, um den Zustand der Implantate und insbesondere die Mundhygiene der Patienten zu kontrollieren (Kap. 10.).

Zusammenfassend haben die bisher veröffentlichten Behandlungsergebnisse als auch unsere eigenen klinischen Erfahrungen und Nachuntersuchungen gezeigt, daß mit enossalen Implantaten in Form von Metall-Schrauben, -Blättern und -Nadeln in der Regel kein endgültiger, d.h. unbegrenzt haltbarer Pfeiler im Alveolarknochen verankert werden kann. Die mit zunehmender Tragezeit der Implantate zunehmenden Taschentiefen und Gingivalindices im Bereich der Pfeilerdurchtrittsstelle lassen vermuten, daß mit einem enossalen Implantat - auch bei korrektem zahnärztlichem Vorgehen - im Normalfall nur ein temporär haltbarer Pfeiler geschaffen werden kann. Welche Lebensdauer einem Implantat zugerechnet werden kann, läßt sich jedoch bis heute nicht beantworten.

Aus unserer Erfahrung, die sich auf einen Behandlungszeitraum von 7 Jahren erstreckt, ergibt sich, daß enossale Implantate zu einem hohen Prozentsatz zumindest 7 Jahre komplikationslos getragen werden können. Der Zustand der 6 und 7 Jahre eingegliederten Implantate

während der letzten Nachuntersuchung erlaubt jedoch die Annahme, daß sie noch weitere Jahre komplikationslos im Kiefer verbleiben können.

Bedenkt man, daß auch bei einem konventionellen Brückenersatz in etwa eine Tragezeit von 8 - 10 Jahren erwartet wird, daß auch nach der Entfernung eines Implantates - wie oben erwähnt - in der Regel die anatomische Ausgangslage für eine nochmalige Implantation oder aber die Eingliederung eines konventionellen prothetischen Ersatzes gegeben ist, so sollte auch die temporäre, komplikationslose Eingliederung eines Implantates über einen vertretbar langen Zeitraum (etwa 10 Jahre) als Erfolg gewertet werden.

Bedenkt man weiterhin, daß es sich bei der Mehrzahl der an unserer Klinik behandelten Fälle (zahnloser Unterkiefer) um Patienten handelte, die mit konventionellen prothetischen Methoden nicht mit funktionstüchtigem Zahnersatz zufriedenstellend zu versorgen waren, denen aber durch zusätzliche Eingliederung der enossalen Implantate ein absolut funktionstüchtiger Zahnersatz ermöglicht wurde, so ist auch das bisher erreichte Ergebnis mit prothetisch-implantologischen Behandlungen als ein Erfolg anzusehen. Eine weitere Verfolgung und Verbesserung des eingeschlagenen Weges ist deshalb aus unserer Sicht richtig und im Sinne einer bestmöglichen Patientenbetreuung notwendig

Experimenteller Teil

Untersuchungen über die Wirkung elektro-magnetischer Potentiale auf die knöcherne Einheilung enossaler Dentalimplantate

12. Problemstellung

Für eine dauerhaft feste Verankerung enossaler Metallimplantate im Kieferknochen ist eine möglichst großflächige, nur durch eine dünne, entzündungsfreie Bindegewebsmembran abgegrenzte Anlagerung des Kieferknochens an die Implantatoberfläche und - soweit möglich - die knöcherne Durchbauung der Implantate von entscheidender Bedeutung. Um dieses Ziel zu erreichen, muß zahnärztlich-chirurgisch das Implantat im Kieferknochen möglichst atraumatisch und mit einer primär weitgehenden Kongruenz zwischen dem Implantat und der Schnittfläche des Knochens verankert werden. Postoperativ ist durch entsprechende Gestaltung des temporären und definitiven prothetischen Ersatzes das Implantat vor überschwelligen Belastungen zu schützen (siehe Kap. 7).

Der initiale, nach dem chirurgischen Einbringen zunächst bestehende, direkte Kontakt zwischen Implantat und Knochen ist jedoch nur vorübergehender Art. Aufgrund einsetzender Resorptionen an der Implantat-Knochengrenze (nekrotische Knochenbestandteile, Resorptionen im Bereich lokalisierter Druckspitzen) kommt es zu Lockerungen des Kontaktes zwischen Implantat und Knochen und zur Ausbildung einer fibrovaskulären, zunächst mehr oder

weniger entzündlich infiltrierten Membran um das Implantat (NATIELLA et al 1973, MÜHLEMANN 1975). Mit Einsetzen der Knochenanbauphase kommt es dann zu Knochenneubildungen in Richtung auf das Implantat - bei Extensionsimplantaten auch zu einer knöchernen Über- und Durchbauung der Implantate - und zur endgültigen Ausbildung des knöchernen- und bindegewebigen Implantatlagers.

Klinisch ist, aus diesen Gründen erklärlich, 1 - 4 Wochen post. op. des öfteren eine geringgradige Lockerung der Implantate feststellbar, die dann, 2 - 3 Monate post. op., wieder abnimmt.

Wird während der Einheilungsphase die durch die Resorptionsprozesse erklärliche geringe Lockerung der Implantate durch mechanische Traumatisierung in negativer Weise gefördert, so kommt es zu weiteren Knochenabbauten und Entzündungserscheinungen, was wiederum zu einer Zunahme der Mobilität und damit zu überschwelligen Belastungen der Implantate auf das Implantat-lager führt (Kap. 7.1.). Es gilt, diesen Circulus vitiosus von vorneherein zu unterbinden.

Die ersten 3 Monate nach dem operativen Einbringen der Implantate in den Kieferknochen müssen aus oben genannten Gründen prognostisch als besonders kritisch angesehen werden. Einmal deshalb, weil es nicht zu verhindern ist, daß die enossalen Implantate - selbst wenn sie okklusal außer Kontakt gestellt werden - vom Zeitpunkt der Implantation an kau- und eventuell auch para-funktionell (Zunge, Wange) belastet werden und damit der für jeden Heilungs-

prozess notwendige Zustand der mechanischen Ruhe im Implantatlager nicht gewährleistet ist; erschwerend kommt hinzu, daß während dieser Zeit aufgrund der zeitlich langwierigen Herstellung des definitiven Zahnersatzes die Implantate mit provisorischen Brücken oder Schienen versorgt werden müssen, so daß prothetisch bedingte Fehlbelastungen - wenn auch geringerer Art - nicht immer auszuschließen sind.

Es lag und liegt deshalb nahe, nach Methoden zu suchen, die den knöchernen Einheilungsprozess der Implantate positiv beeinflussen und evtl. beschleunigen, um auf diese Weise eine möglichst frühzeitige knöcherne Stabilisierung der Implantate zu erreichen.

Von KRAUS und LECHNER wurde 1972 ein Verfahren vorgestellt, die knöcherne Wiederherstellung komplizierter und schlecht heilender Knochenbrüche durch die Applikation elektromagnetischer Potentiale zu beschleunigen. Diese von KRAUS entwickelte Methode beruhte auf den grundsätzlich schon Jahrzehnte bekannten Theorien, nach denen elektrische Potentiale die Knochenregeneration positiv beeinflussen können.

Die meisten Versuche dieser Art wurden unter Verwendung von Gleichstrom durchgeführt. So erforschten FRIEDENBERG et al (1971), BASSETT et al (1972), WEIGERT et al (1972), LAVINE et al (1972), STILLINGS (1974), PETERS et al (1977) u.a. mit ähnlichen Versuchsmodellen die Wirkung von Gleichstrom auf die Osteogenese. Von allen Autoren wurden im Prinzip gleiche Ergebnisse beschrieben: an der Anode kam es zu osteolytischen Reaktionen, an der Kathode zu einer Stimulation des Knochengewebes.

KRAUS ging von der Gleichstromapplikation ab. Ausgehend von den Überlegungen, daß einerseits physiologische elektrische Potentiale, wie sie bei der Be- und Entlastung des Knochens entstehen (siehe Kap. 13), biphasisch und annähernd symmetrisch seien, daß andererseits für die Anregung des Knochenwachstums Potentialformen in Größenbereichen des physiologischen Funktionspotentials am geeignetsten seien, ging KRAUS dazu über, anstelle von Gleichstrom unterschwellige Wechselströme im μA -Bereich, bei 100 - 700 mV elektrischer Spannung, zu applizieren.

Die Wirksamkeit der von KRAUS entwickelten Methode wurde tierexperimentell und klinisch in den letzten Jahren erprobt und unter Beweis gestellt: Während LECHNER (1973), ZIMMER (1973) und STUHLER et al (1978) in Tierexperimenten an Kaninchen, Schafen und Beaglen zu guten Ergebnissen kamen, konnten BLÖMER et al (1976), BLÜMLEIN et al (1976, 1977) sowie STÜRMER et al (1977) das wirksame Prinzip der von Kraus angegebenen Methode an Beagle-Hunden nicht nachvollziehen. Nach WIENDL und STRIGL (1978) lagen jedoch bei den letzteren drei genannten Autoren Ungenauigkeiten in der Versuchsanordnung vor.

Die bisher vorliegenden klinischen Publikationen, die aus chirurgischen und orthopädischen Kliniken stammen, beurteilen das von Kraus angegebene Verfahren positiv. So berichteten LECHNER (1973, 1974), RASCHKE und HILLER (1976), WIENDL und STRIGL (1978) über gute Ergebnisse bei der Behandlung von Pseudoarthrosen und therapieresistenten Frakturen, WILHELM et al (1974), FELDMEIER et al (1976) hatten gute Behandlungserfolge bei der Behandlung von Navikulare-Frakturen und -Pseudarthrosen, TÄGER (1975) und SCHRÖTER

(1978) sahen das von Kraus angegebene Verfahren als eine wertvolle Bereicherung bisheriger Therapiemöglichkeiten in der konservativen (Gelenkreizungen, Angiopathien, Lockerung von Hüftgelenksendoprothesen) und operativen Orthopädie.

Aufgrund der zum Teil eindrucksvollen klinischen Ergebnisse und der insgesamt positiven Bilanz, die bisher in den letzten Jahren mit dem von Kraus angegebenen Verfahren in chirurgischen und orthopädischen Kliniken gemacht wurde, hielten wir es wegen der ähnlich gelagerten Problematik für angezeigt, die Wirkung elektrischer und magnetischer Wechselpotentialle auf die Osteogenese des Kieferknochens im Zusammenhang mit der knöchernen Einheilung von enossalen Implantaten tierexperimentell zu untersuchen.

13. Die Beeinflussung der Knochenbildung durch elektrische Potentiale

13.1. Das Wolff'sche Gesetz

Die Frage nach den Zusammenhängen zwischen der Knochenform und der mechanischen Belastung des Knochens wurde 1892 von Wolff zunächst mit seinem Gesetz über die Transformation des Knochens beantwortet. Danach bewirkt jede Änderung der Belastung des Knochens eine Änderung seiner inneren Struktur und damit auch eine Umwandlung der äußeren Knochenform.

WUNDER (zit. nach LECHNER 1973) konnte die Zusammenhänge des Wolff'schen Gesetzes bei noch wachsenden jungen Ratten nachweisen, deren Beine

in einer Drehtrommel zusätzlichen Belastungen ausgesetzt waren. Im Vergleich mit normal aufwachsenden Geschwistertieren bildeten sich kurze und dicke - der vermehrten Belastung besser angepaßte - Röhrenknochen aus. Aus der Raumfahrttechnik wurde berichtet, daß völliges Fehlen physiologisch-mechanischer Beanspruchungen des Knochenskeletts bei Aufenthalt im Zustand der Schwerelosigkeit schon innerhalb weniger Tage zu massiven Knochenabbauten führt (MACK et al 1967).

Das von Wolff 1892 relativ allgemein formulierte Gesetz sagte differenziert nichts aus über den Mechanismus der den Knochenumbauten zugrunde liegenden Änderungen der Zelleistungen bei geänderter mechanischer Belastung. Eine entscheidende Erkenntnis in dieser Hinsicht brachte die von FUKADA und YASUDA (1957) veröffentlichte Entdeckung, daß sich das innere elektrische Potential vom Knochen bei elastischer Deformation verändert und als Oberflächenpotential in Erscheinung tritt. Dieses Phänomen wird als Piezoelektrizität bezeichnet.

13.2. Piezoelektrizität

Vereinfacht kann der Begriff Piezoelektrizität definiert werden als eine Elektrizität, die bei Druck auf kristalline, anisotrope Strukturen entsteht. Voraussetzung für piezoelektrisches Verhalten ist die Anisotropie von Kristallen, d.h. das Kristall muß in seinem Zentrum über eine asymmetrische Ladungsverteilung verfügen. Im Falle einer Symmetrie heben sich die Dipolmomente bei Applikation eines Druckes (bzw. eine Dehnung) gegeneinander auf, so daß keine Spannung (U_{piez}) an der Kristalloberfläche meßbar ist (ZIMMER 1973).

Für anorganische Kristalle wurde das physikalische Phänomen des piezoelektrischen Effektes 1884 von den französischen Physikern JAQUES und PIERRE CURRIE (CADY 1946, MASON 1956) entdeckt. Sie stellten fest, daß bei der Deformation von anisotropen Kristallen (z.B. Quarz) in der Richtung ihrer Symmetrieachse quer zur Lastichtung elektrische Ladungen an der Oberfläche auftraten. Ebenfalls beobachteten sie die Umkehrung dieses Effektes (Elektrostriktion), nämlich die Erscheinung, daß dieselben Kristalle durch Anlegen eines elektrischen Feldes deformiert wurden.

In Analogie zu diesen grundlegenden Versuchen konnten - wie bereits oben erwähnt - FUKADA und YASUDA 1956 im Biegeversuch von der Knochenoberfläche Potentiale ableiten, deren Vorzeichen und Amplitude von der mechanischen Deformationskraft und vom Winkel zur Knochenachse abhängig waren (Maximum eines Effektes bei einem Winkel von 60° zwischen zugeführter Deformationskraft und Knochenachse, FUKADA et al 1956). Auf der konkaven, komprimierten Seite war stets ein negatives, auf der konvexen, gedehnten ein positives Potential meßbar. In Umkehrung dieses Effektes wurde der Knochen unter Einwirkung eines elektrischen Potentials deformiert.

Aus diesen Beobachtungen schlossen sie, daß mechanischer Druck im Knochen in elektrische Energie umgeformt wird, die wiederum eine wichtige Rolle bei der Kallus- und Knochenbildung zu übernehmen habe. Diese Hypothese stimmt mit der klinischen Beobachtung überein, daß bei einem gebogenen Knochen oder einer abgewinkelten Fraktur der Knochen im Bereich der konkaven Region wächst, die konvexe Region sich im lebenden Zustand reduziert (LECHNER 1973).

Die Ergebnisse von FUKADA und YASUDA wurden von mehreren Autoren weitgehend bestätigt. In weiterführenden Versuchen kamen BASSETT und BECKER (1964) sowohl bei lebendem als auch bei totem, feuchten Knochen ebenfalls zu dem Ergebnis, daß durch den mechanischen Druck Ladungstrennungen hervorgerufen werden (Abb. 69).



Abb. 69:

Potentialdifferenz bei
Biegung

Knochenumbau bei
Biegung

Erklärung des Knochenum-
baus als Folge biegeab-
hängiger elektrischer
Phänomene

(Arbeitshypothese von BASSETT et al, 1964)

STEINBERG et al (1968) wiesen an lebenden Kaninchen, also an vitalem und nicht exzidiertem Knochen ebenfalls auf der konvexen Seite positive, auf der konkaven Seite negative Ladungen auf. COCHRAN et al (1968) konnten durch Stimulation der Laufbewegungen an Katzentibien in vivo druckinduzierte Piezopotentiale nachweisen, die ein exaktes Abbild der mechanischen Deformation darstellten und die die in vitro erhobenen Befunde bestätigten.

Für die Piezo-Elektrizität am Knochen glaubte man zunächst die anorganische Knochensubstanz, das Hydroxylapatit allein verantwortlich. Diese Auffassung erwies sich nach BASSETT (1968) als falsch, da das Hydroxylapatit aufgrund seiner molekulären Architektur (zentrale Symmetrie) als Piezo-Generator nicht in Frage komme (MARINO et al 1971, ROYZE 1974). In der organischen Matrix, im anisotropen Kollagen, wird heute der eigentliche Generator für das Auftreten von Potentialen nach Zug- und Druckbeanspruchung gesehen (FUKADA et al 1957, SHAMOS and LAVIN 1963, MARINO et al 1971, ANDERSON et al 1970, KRAUSS 1974).

In vi tro und in vivo Messungen der bei Belastungen auftretenden Piezo-Potentiale ergaben bei Kollagen-Fasern jedoch Werte, die kleiner als ± 25 mV waren (BASSETT 1968, STEINBERG et al 1973, WEIGERT et al 1974). Es war somit die Frage zu klären, wie Potentiale dieser Größenordnungen (± 25 mV) die Aktivität von Zellen beeinflussen könnten, die von sich aus über ein etwa 4 mal größeres Potentialniveau (etwa 100 mV) verfügen.

Mechanismen, die elektrische Energie speichern bzw. die Spannung und Ströme verstärken, wurden diskutiert (ASCHERL 1976).

BASSETT und BECKER nahmen 1962 als erste Halbleiter-Bedingungen am Knochen an. Sie vermuteten an den Übergängen der organischen Kollagen-Kittsubstanz zur anorganischen Matrix (Hydroxylapatit) ein sogenanntes N (negativ) - P (positiv) System, wobei das Hydroxylapatit das P- und das kristalline Kollagen das N- Element darstellen sollte. Diese auch aus der Elektrotechnik bei Transistoren bekannten P-N-Halbleitereigenschaften wurden von BECKER und

BASSETT 1964 am Knochen nachgewiesen.

Zusammenfassend ist jedoch bis heute nicht geklärt, ob der piezo-elektrische Effekt allein, das Zusammenspiel vom Piezo-Effekt und den N-P-Halbleitereigenschaften der Matrix, oder aber zusätzlich andere Systeme den entscheidenden Einfluß auf die Zelltätigkeit von Osteoblasten und Fibroblasten und damit das Zellsystem des Knochens haben.

13.3. Klinische Anwendung des piezoelektrischen Effektes

13.3.1. Die Applikation von Gleichstrom

Nach der Entdeckung des piezoelektrischen Effektes am Knochen war es eine logische Konsequenz, Versuche zu unternehmen, das Knochenwachstum und die Knochenregeneration durch Anwendung von elektrischem Strom (Elektrostimulation) zu beeinflussen.

Die ersten Versuche in dieser Richtung unternahmen 1955 die Japaner YASUDA, NOGUCHI und SATA. Sie ließen einen Strom von 1 Microampere 3 Wochen lang durch einen Femur fließen. Es zeigte sich, daß an der Kathode mehr Kallus gebildet wurde als an der Anode. Bei Stromstärken von 1 - 100 Microampere bildete sich knöcherner Kallus, bei Stromstärken über 100 Microampere knorpeliger Kallus. Bei mehr als 1 Milliampere fand eine Zerstörung des Knochengewebes statt.

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen viele Forschergruppen, die sich in den 60-iger Jahren mit der Anwendung von dc-Potentialen (Gleichstrom) in unter-

schiedlichster Form auf den Knochen befaßten. In den meisten Fällen gelang es, Knochenbildung im Bereich der negativen Elektrode (Kathode) anzuregen (BASSETT et al 1964, FRIEDENBERG et al 1968, LAVIN et al 1968, MINKIN et al 1968, HANBURY 1971, WEIGERT 1972, PETERS 1977).

An der Anode wurden bei Gleichstromapplikationen entweder keine signifikanten Unterschiede zu den Reaktionen an der Kathode, in den meisten Fällen jedoch osteolytische und entzündliche Erscheinungen beobachtet. (BASSETT et al 1964, CIESZYNSKI 1970, HANBURY et al 1971, LAVINE et al 1968, MC ELHANEY et al 1968, MINKIN et al 1968, O'CONNOR et al 1969, PAWLUK et al 1970, WITTEBOL 1970, PETERS 1977).

Als Grund für diese insgesamt schwankenden und zum größten Teil negativen Ergebnisse mit Gleichstrombehandlungen wurde von ZIMMER (1973) aus tierexperimenteller Sicht angegeben, daß die bei der Applikation von Gleichstrom an den Elektroden entstehende elektrolytische Polarisierung zu Gasbildung und zu veränderten Leitwerten der Anordnung führe. BEIER (1962) hielt bei Gleichstromdurchgang durch die Zelle eine Desintegration des Protoplasmas und damit eine Zellschädigung für möglich.

13.3.2. Die Applikation elektro-magnetischer Wechselpotentiale

(Verfahren KRAUS-LECHNER)

Von KRAUS wurde anstelle der Applikation von dc-Potentialen die Anwendung unterschwelliger Wechselströme in Größenordnungen des Funktionspotentials (100 mV - 700 mV) empfohlen.

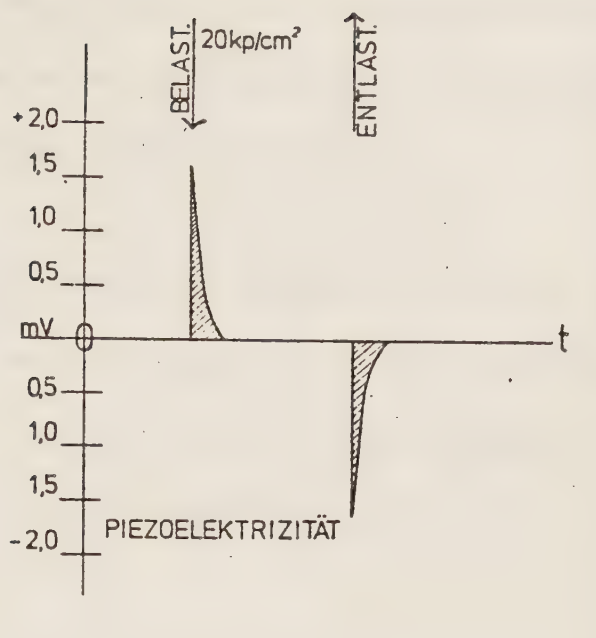


Abb. 70: Auftreten von Piezoelektrizität bei elastischer Deformierung des Knochens (nach Täger 1975)

Auf Grund der nach seiner Meinung sehr engen Verknüpfung zwischen der elastischen Deformation der organischen Struktur des Knochens und den Kräften des elektrischen und magnetischen Feldes (Abb. 70) hält er es für möglich, das Wolff'sche Gesetz (Strukturform- und Stärke des Knochens hängt von der funktionellen Belastung ab) durch Applikation elektrischer Kräfte anstelle der natürlich-mechanischen zu erfüllen. Weiterhin schreibt er dem piezo-elektrischen Verhalten des Knochens nicht nur formerhaltende, sondern weiterführend auch regenerationsfördernde Wirkung zu.

Von der Arbeitsgruppe um KRAUS wurde zur klinischen Verifizierung dieser theoretischen Überlegungen ein Funktionsgenerator entwickelt, mit dem ein physiologisches Wechsepotential erzeugt werden kann. In seiner Frequenz wurde das Wechsepotential der Pulsdruckwellengeschwindigkeit angepaßt.

Es lag dabei die Überlegung zugrunde, daß während der Ruhigstellung oder der Nichtbelastungsperiode einer Knochenwunde die Pulsdruckwelle als hauptsächliche dynamische Größe anzusehen ist.

Diese sinuiden Wechselströme des Funktionsgenerators werden auf eine Solenoidspule übertragen und erzeugen in ihr ein pulsierendes Magnetfeld (Primärinduktivität). Hinsichtlich der Form ist die Solenoidspule der jeweils zu behandelnden Körperregion angepaßt (Beckenspule, Extremitätenspule, Kieferspule ect.).

Die in der Solenoidspule erzeugte magnetische Energie wird von einem teflonbeschichteten, und damit flüssigkeits- und gasdicht abgeschlossenen elektromagnetischem Überträger, der während des chirurgischen Eingriffs im Bereich des zu behandelnden Gebietes (Osteotomie, Fraktur, Pseudarthrose ect.) verankert wird, aufgenommen und in ein elektrisches Wechsellpotential umgesetzt (Sekundärinduktivität).

Bei Anwendung des Systems bei orthopädischen und chirurgischen Eingriffen wird der Überträger normalerweise über Kontaktdrähte an zwei Elektrodenschrauben gekoppelt, die zu beiden Seiten des zu behandelnden Defektes in den Knochen eingebracht werden. Im Rahmen des Osteosyntheseverfahrens können die Elektrodenschrauben bei entsprechender Isolierung gegenüber der Platte gleichzeitig als Halteschrauben der Osteosyntheseplatten verwendet werden (Abb. 71). Neben Elektrodenschrauben hat sich in der Traumatologie der Elektronagel bewährt. Es handelt sich dabei um einen modifizierten Küntscher - Marknagel, bei dem der Überträger im Inneren und die Potential-

elektroden auf der Oberfläche des Nagels fixiert werden.

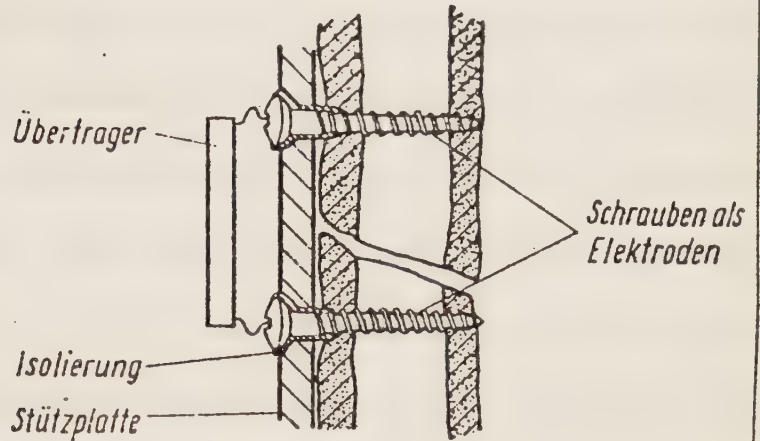


Abb. 71: Anordnung der Elektrodenschrauben zu beiden Seiten eines Knochendefektes bei ihrer gleichzeitigen Verwendung als Halteschrauben der Osteosyntheseplatte (nach Lechner 1976)

Nach KRAUS und LECHNER (1972) können die in der Knochenchirurgie üblichen Stahllegierungen wie Vitallium, Tantal ect. als Elektroden ohne die Gefahr einer Metallose verwendet werden, wenn die Amplituden der applizierten Wechselströme symmetrisch und unter 1 V und die Frequenz 5 - 25 Hz. nicht überschreitet.

Normalerweise wird mit dem Funktionsgenerator bei einer Frequenz von 20 - 30 Hz. in der Solenoidspule ein pulsierendes Magnetfeld von etwa 50 Oerstedt erzeugt, das vom implantierten Träger aufgenommen wird und an den Elektroden ein elektrisches Wechselpotential von 0,3 - 0,7 Volt bei einer Stromdichte von ca. $1 - 2 \mu\text{A}/\text{mm}^2$ erzeugt.

Bei dem von KRAUS angegebenen Verfahren kommt es zu einer gleichzeitigen Einwirkung elektrischer und magnetischer Potentiale auf den defekten Knochen

bereich. Dieser für den therapeutischen Effekt heute als wesentlich erachteten Tatsache wurde von KRAUS zunächst keine Bedeutung beigemessen. Der induktive Weg der Energieübertragung durch pulsierende Magnetfelder wurde ursprünglich nur aus praktischen Gründen gewählt, um auf percutane Verbindungen zwischen den implantierten Elektroden und dem Funktionsgenerator verzichten zu können. Die klinischen und tierexperimentellen Erfahrungen und Ergebnisse von LECHNER 1973, ZIMMER 1973 und MÜHLBAUER 1974 zeigten jedoch, daß die magnetische Energie eine für die Regeneration des defekten Gewebes bedeutende Wirkung hat.

KRAUS (1974) schreibt dem magneto-dynamischen Feld heute eine entscheidende Mitwirkung bei der Revascularisation defekter und minderdurchbluteter Gewebe zu. MÜHLBAUER (1974) wandte magnetische Wechselfelder bei der Behandlung schlecht heilender Wunden an (Brand- und Verätzungswunden, langbestehende trophische Ulcera, schlechtheilende Weichteilwunden, hypertrophische Narben und Keloide) und kam zu guten Ergebnissen. Auch er nimmt an, daß es im Magnetfeld zu einer Revascularisierung und unter anderem zu einer Unterdrückung der Bakterienvermehrung kommt.

Von KRAUS (1974) wird heute bei dem von ihm angegebenen Verfahren der "elektrodynamischen Knochenbruchheilung" zwischen einer biomagnetischen und einer bioelektrischen Reaktion des Gewebes unterschieden. Das Magnetfeld hat nach seiner Ansicht die Aufgabe, die Revascularisation und die Ausbildung der kollagenen Matrix in den Grenzregionen des defekten Knochenbezirkes zu fördern, die Mineralisation der Matrix durch Ionenaustausch mit

Calcium- und Phosphationen ist nach Ansicht von KRAUS ein elektrophoretischer Prozeß, der durch die Zuführung elektrischer Potentiale intensiviert wird. Aus diesen Erwägungen heraus wird von ihm vorgeschlagen, im ersten Behandlungsstadium, gegebenenfalls auch schon vor der Operation, den gefäßstimulierenden Effekt des Magnetfeldes auszunutzen und es in Relation zum elektrischen Feld zu Beginn der Therapie verstärkt zu applizieren.

14. Material und Methode

14.1. Material

14.1.1. Tiere

Als Versuchstiere standen zwölf 3 - 4-jährige Beagle mit einem durchschnittlichen Gewicht von 15 - 20 Kilogramm zur Verfügung.

Allen Versuchstieren wurden im Unterkiefer die Zähne P_1 , P_2 , P_3 , P_4 , M_1 und in einigen Fällen auch M_2 und M_3 (entsprechend der Zahnformel des Hundes, Abb. 72) extrahiert.

In den meisten Fällen war die Entfernung der Zähne nur per Osteotomie möglich.

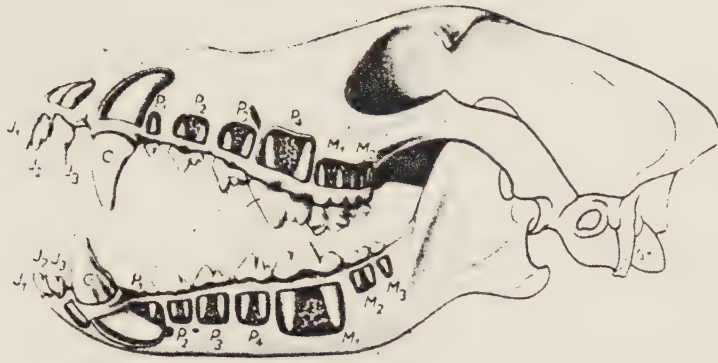
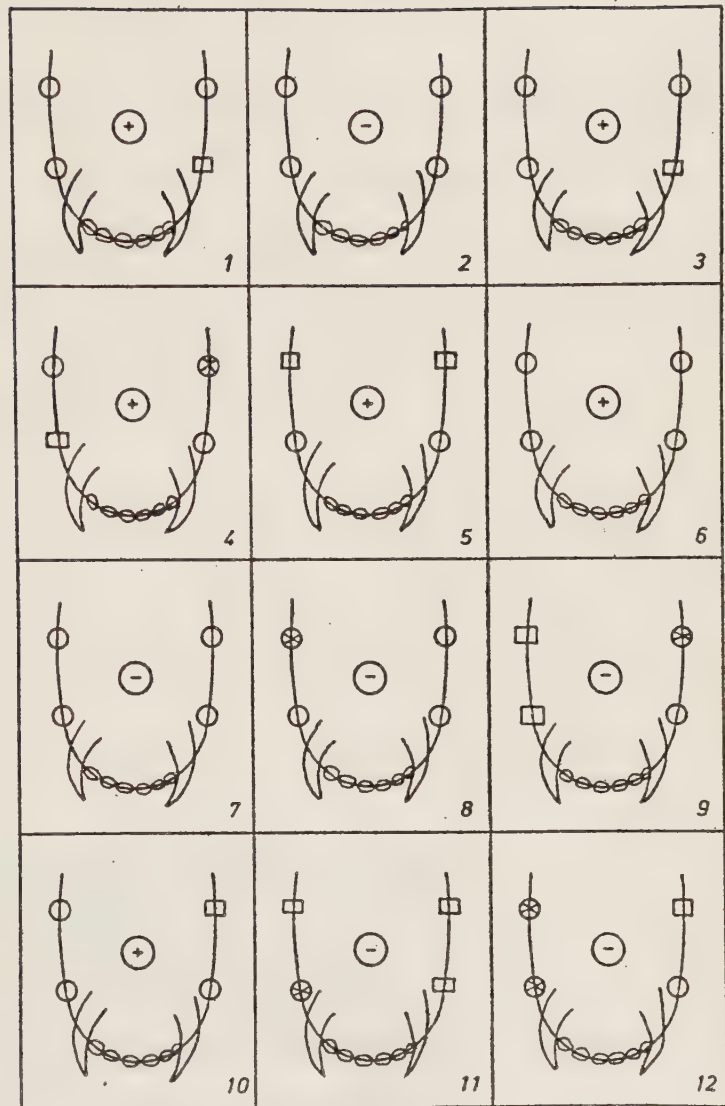


Abb. 72: Gebißsystem des ausgewachsenen Hundes (nach ZIETZMANN 1960)

14.1.2. Implantate

Nach vollständiger Ausheilung der Extraktionswunden nach etwa einem halben Jahr wurden in beiden Unterkieferhälften im Bereich der vorher extrahierten Zähne enossale Schrauben- und Blattimplantate eingebracht. Entgegen unserer ursprünglichen Absicht, die Zahl von Schrauben- und Blattimplantaten in etwa gleich groß zu gestalten, konnten wir aufgrund der für Schraubenimplantate nicht ausreichenden Knochentiefe (cranio-caudale Dimension) der zahnlosen Hunde-Unterkiefer nur 12 Schraubenimplantate einbringen. Insgesamt wurden 12 Schraubenimplantate (Schrauben nach Heinrich) und 30 Blattimplantate (Firma Implanton International Oratronics) primär stabil verankert.

Die Narkose der Hunde wurde bei den Zahnextraktionen und bei allen späteren Kontrolleingriffen mit einer intravenösen Verabreichung von Nembutal (10 mg/kg) bei Prämedikation mit Rompun (1,5 ml/10 kg im) durchgeführt.



□ Schraubenimplantat, ○ Blattimplantat,
 ⊕ elektromagnetisch behandeltes Tier, ⊖ Kontrolltier,
 ⊗ Implantat mußte vorzeitig entfernt werden.

Abb. 73:

14.2. Methode

14.2.1. Spezielle Versuchsanordnung

6 der Versuchstiere (Hund 1, 3, 4, 5, 6, 10) wurden zur Stimulation der Osteogenese im Implantatlager über einen Zeitraum von 6 Wochen, beginnend 2 - 7 Tage post. op., elektromagnetisch mit dem von KRAUS und LECHNER angegebenen Verfahren behandelt. Die Verfahrenstechnik wurde von KRAUS geliefert.

Nach dem chirurgischen Einbringen der Implantate im Bereich der zahnlosen Unterkieferabschnitte (je 2 auf jeder Seite, Pfostenabstand etwa 2 cm) und Vernähung der Schleimhautwunde wurde zwischen und an den Implantatpfosten auf jeder Unterkieferseite ein Überträger mit Kontaktdrähten befestigt.

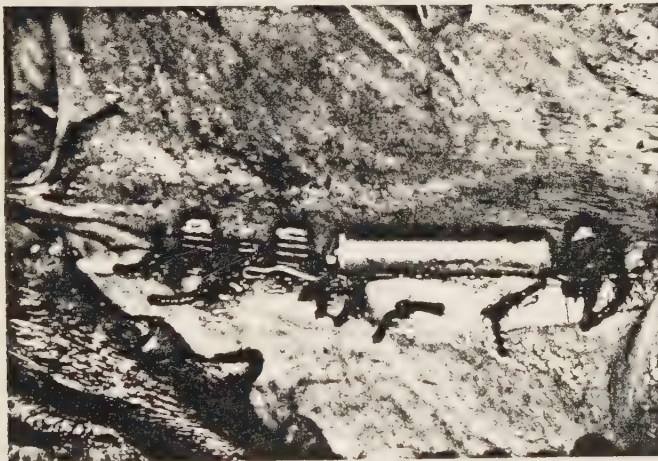


Abb. 74:

Überträger mit Kontaktdrähten
an den Implantaten befestigt

Zum Schutz des Überträgers vor parafunktioneller und kaumechanischer Belastung, sowie zur Sicherung der angestrebten kaufunktionellen Belastung der Implantate wurde auf den Implantatpfosten Kunststoffbrücken befestigt.



Abb. 75: Kunststoffbrücke mit eingearbeitetem Überträger, den Implantatpfosten provisorisch aufzementiert

Diese Brücken wurden nach Art des in der prothetischen Zahnheilkunde heute üblichen Verfahrens der Herstellung provisorischer Brücken mit Hilfe von "Tiefziehfolien" hergestellt, die für jedes Tier speziell ausgearbeitet und angepaßt wurden (Abb. 75). Die Überträger wurden in die Brücken eingearbeitet.

Die von Kraus gelieferte Versuchsanlage bestand neben den bereits erwähnten elektromagnetischen Überträgern aus einem Funktionsgenerator an den 6 Magnetspulen angeschlossen werden konnten (Abb. 77). Diese Magnetspulen wurden nach vorheriger Abdrucknahme der Hundeschnauze - passend für jedes Tier - als Kieferspule hergestellt und konnten während des Versuchs mit Hilfe eines Maulkorbs am Kopf der Tiere befestigt werden (Abb. 76 und 77).



Abb. 76 a: Kieferspule mit Hilfe eines Maulkorbs am Kopf des Hundes befestigt

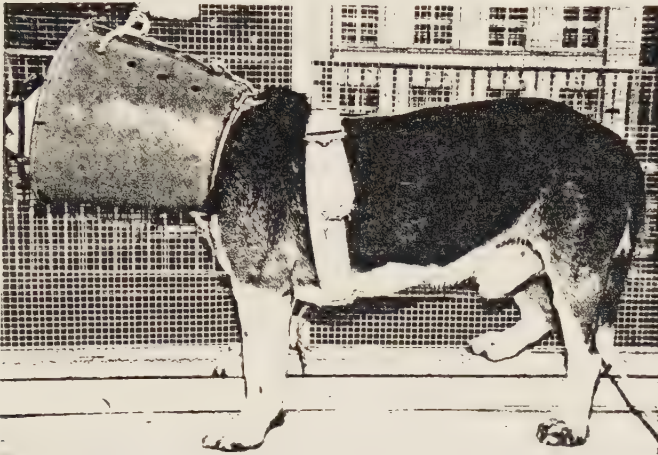


Abb. 76 b: Schutz der Kieferspule vor mechanischer Entfernung durch den Hund

Über den Funktionsgenerator wurde in diesen Magnetspulen ein magnetisches Wechselfeld (50 Gauss, 22 Hz) erzeugt, das von den zwischen den Implantatpfosten fixierten Überträgern empfangen und auf dem Wege der Induktion in ein elektrisches Wechselfeld umgewandelt wurde (60 mV/cm). Der Strom erreichte dabei eine Stärke von 20 - 25 Micro-Ampere (Abb. 77).

Die Tiere wurden - 2 Tage post. op. beginnend - 6 Wochen lang täglich über einen Zeitraum von 6 Stunden elektromagnetisch behandelt. Zur Ruhigstellung der Tiere und zum Schutz der Magnetspulen vor Zerstörung wurden die Tiere

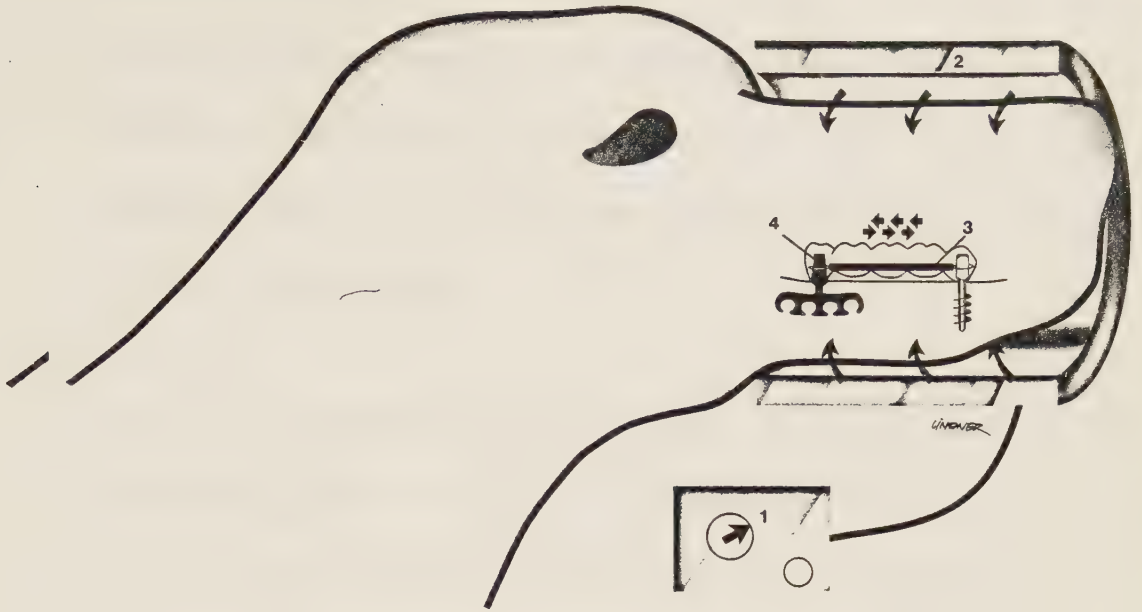


Abb. 77: Versuchsanordnung: 1 = Funktionsgenerator, 2 = Magnetspule, 3 = Überträger, 4 = Kopplung des Überträgers durch Kontaktdrähte an die Implantate.

während der 6-stündigen Behandlungsphase in speziellen Boxen gehalten (Abb. 78). Zusätzlich war täglich vor Beginn der Behandlung zur Sedierung der Tiere die Medikation von Acepromazin (1 ml/10 kg Körpergewicht) notwendig.

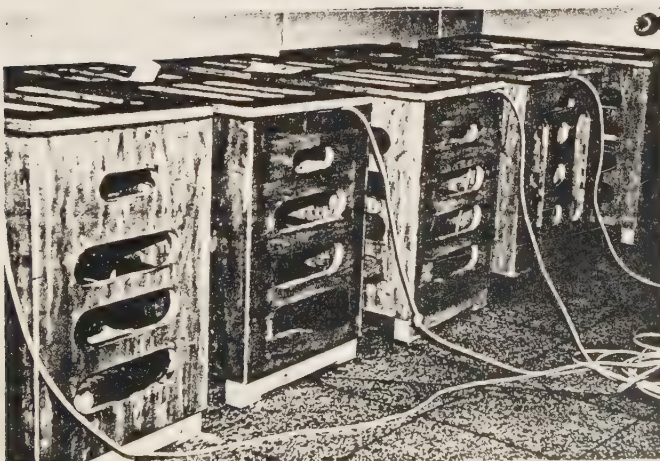


Abb. 78: Haltung der Tiere während der elektromagnetischen Behandlung in speziellen Boxen

Die Anlage wurde während der Versuchszeit mehrere Male durch Mitarbeiter von KRAUS überprüft und als funktionstüchtig befunden. An den Elektroden und damit an den Implantaten wurde dabei mit dem hoch-ohmigen Digitalvoltmeter Hewlett Pachard 970 A eine induzierte elektrische Spannung im Mittel von 60 mV gemessen.

Die restlichen Versuchstiere (Hund 2, 7, 8, 9, 11 und 12) wurden als Kontrollgruppe geführt. Bei diesen Tieren wurden ebenfalls auf jeder Seite des Unterkiefers 2 Implantate verankert und diese über eine Kunststoffbrücke - ohne Einbringen eines Überträgers - prothetisch stabilisiert. Von einem Rechts-Links- Blindversuch bei allen 12 Tieren wurde Abstand genommen, weil das von der Kieferspule entwickelte Magnetfeld auf die Kontroll- oder Blindseite Einfluß genommen und zu unklaren Ergebnissen geführt hätte.

14.2.2. Kontrollen und Beweglichkeitsmessungen

Im Abstand von 14 Tagen, insgesamt 3 mal, wurden die Tiere eingehend nachuntersucht. Dabei wurde neben einer klinischen Kontrolle der einzelnen Implantate und der sie umgebenden Schleimhaut bei jedem Implantat - wie auch schon unmittelbar nach dem operativen Einbringen - eine intraorale Röntgenaufnahme gemacht und (nach Entfernung der Kunststoffbrücke und der Überträger) eine Beweglichkeitsmessung an jedem einzelnen Implantatpfosten durchgeführt.

Für die Messung der Implantat-Beweglichkeit wurde eine spezielle Versuchsanordnung entwickelt: mit einer Federwaage (Correx-Federwaage der Firma

Hahn und Kolb) wurden die Implantatpfosten in horizontaler Richtung für eine kurze Zeit (1 sec.) mit 2,94 N (= 300 p), 392 N (= 400 p), 4,91 N (= 500 p) und 9,81 N (= 1000 p) belastet. Die Auslenkung der Implantatpfosten wurde von einem Fühlhebelmeßtaster)Typ Tesa electronic Nr. 32. 10.802, Firma Brütsch und Rüegger, Zürich) - maximale horizontale Auslenkung = 0,8 mm - aufgenommen, durch einen Trägerfrequenz-Meßverstärker (KWS/3S - 5, Firma Hottinger) verstärkt und von diesem auf einen Linienschreiber (B 361, Firma Hottinger) übertragen (Abb. 79).

Zur Festlegung des Nullpunkts des Fühlhebelmeßtasters war seine stabile Fixierung in der Mundhöhle notwendig. Für jeden Hund wurde aus diesem Grund ein dem Relief der verbliebenen Unterkiefer-Frontzähne angepaßter Kunststoffblock angefertigt.

Dieser von einem Messingrahmen gefaßte Kunststoffblock wurde vor jeder Beweglichkeitsmessung der Implantate provisorisch mit einem zahnärztlichen Zement an der Unterkieferfront fixiert. Der Fühlhebelmeßtaster konnte dann an diesem Kunststoffblock so befestigt werden, daß zu Beginn jeder Beweglichkeitsmessung der Meßtaster mit Hilfe eines zwischengeschalteten, dreidimensionalen Gelenkes spannungsfrei am Implantatpfosten und damit im Nullpunkt anlag.

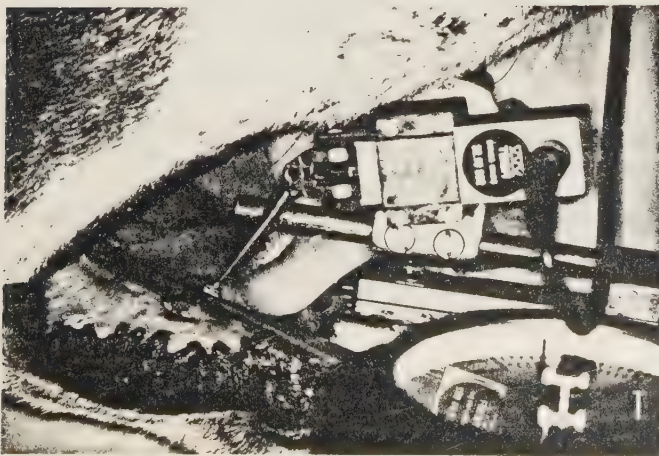


Abb. 79: Versuchsanordnung zur Beweglichkeitsmessung: Fühlhebelmeßtaster über Gelenk und Kunststoffblock fest mit dem Unterkiefer verbunden. Horizontalbelastung des Implantatpfostens mit einer Corro Federwaage

14.2.3. Polychrome Sequenzmarkierung

Zur Darstellung und quantitativen Analyse der Mineralisationsvorgänge nach Eingliederung der Implantate kam die von RAHN und PERREN (1970, 1971, 1972) angegebene polychrome Sequenzmarkierung zur Anwendung.

Bei dieser Methode werden dem lebenden Organismus verschiedene Fluorochrome verabreicht, die während der Mineralisationsphase des Knochens in

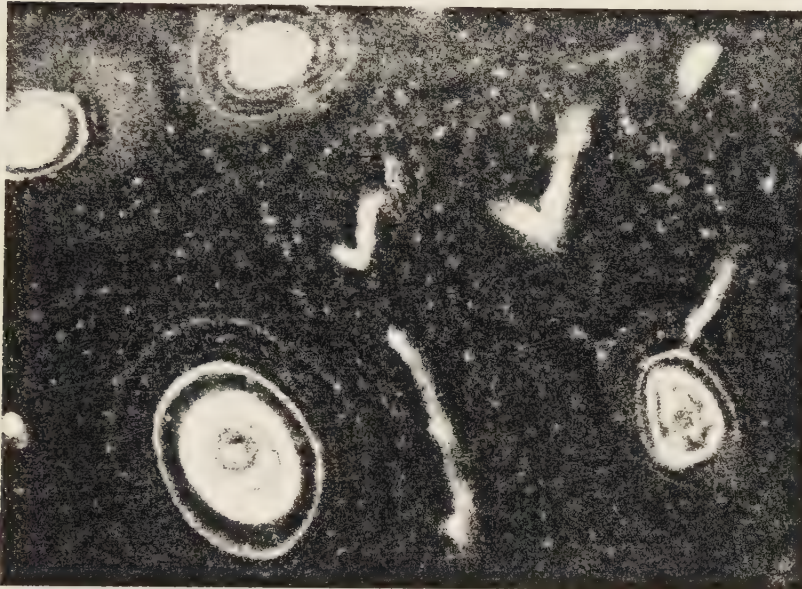


Abb. 80:



Abb. 81 und 80:

Längs- und quer
angeschnittene Blut-
gefäße mit konzen-
trischer Einlagerung
der integrierten Fluoro-
chrome

die Calcium-Eiweiß-Mukopolysacharidkomplexes des Osteoids (EGER et al 1964) und damit in die Appositionszonen der Osteone eingelagert werden (Bildung von Chelatkomplexen) und die bei der späteren Auswertung der Knochenschliffe unter UV-Licht eine farblich unterschiedliche Fluoreszenz zeigen (Abb. 80 und 81).

Um eine zeitliche Differenzierung durchzuführen, genügt es nicht, nur ein einzelnes Fluorochrom mehrere Male zu applizieren, da gleichfarbige Markierungen nach kurzen Zeitabständen immer schwer voneinander zu unterscheiden sind (SCHARGUS und KOCH 1975). Aus der Reihe der fluoreszierenden Substanzen wurden deshalb für den vorliegenden Versuch das Tetrazyklin-Achromycin und die von RAHN und PERREN angegebenen Fluorochrome Calcein blau, Xylenol orange, Calcein grün und Alizarinkomplexon ausgewählt. Diese letztgenannten 4 Fluorochrome wurden in 2 %igem NaHCO_3 bei Zugabe von Aqua dest. gelöst (3 %ige Lösung). In wöchentlichen Abständen - beginnend eine Woche post. op. - wurden die angesetzten Lösungen den Hunden subkutan im Bereich des Nackens und der Bauchdecken injiziert. Zeitpunkt und Dosierung der einzelnen Fluorochrome gehen aus Tabelle 17 hervor.

<i>Polychrome Sequenzmarkierung - Zeitpunkt der Injektionen und Dosierung</i>				
<i>Calcein blau 30mg/kg</i>	<i>Xylenol orange 90 mg/kg</i>	<i>Calcein grün 20mg/kg</i>	<i>Achromycin 25mg/kg</i>	<i>Alizarinkomplexon 30mg/kg</i>
<i>1 Woche postop.</i>	<i>2 Wochen</i>	<i>3 Wochen</i>	<i>4 Wochen</i>	<i>5 Wochen</i>

Tabelle 17

14.2.4. Abschluß des Experiments

6 Wochen post operationem wurden die Tiere durch intravenöse Injektionen von T 61^R (Firma Hoechst) getötet. Der Unterkiefer wurde in toto excidiert und die Brücken und Überträgersysteme entfernt. Aus den Unterkiefern wurden nach Abpräparation der Weichteile im Bereich der Implantate Knochensegmente ausgestellt (Abb. 82).



Abb. 82: Blattimplantat tragendes Knochensegment vor der histologischen Aufbereitung

14.2.5. Verarbeitung der Knochenpräparate

42 implantatgetragene Kieferteile kamen zur histologischen Auswertung.

Diejenigen Kiefersegmente, für die Weichgewebeschnitte geplant und deren Entkalkung deshalb notwendig war (insgesamt 18), wurden zur Fixierung zunächst in gepuffertem 4 %igen Formalin gelagert. Die restlichen Präparate (insgesamt 24) wurden für Hartgewebs-Schnitte (Gewebe-Metallschnitte) vorgesehen und deshalb in 40 %igem Alkohol fixiert.

Die in Formalin fixierten Präparate (18) wurden entkalkt in einem Gemisch aus Aluminiumchlorid krist. 350,0 gr., 37 %iger Salzsäure 425 ml, 98 %iger Ameisensäure 250 ml und Aqua dest. ad 5000 ml.

Bei Knochensegmenten mit implantierten Blattimplantaten wurde nach der Entkalkung der Knochen entlang dem Implantat in vertikaler Richtung durchtrennt (Abb. 83). Anschließend wurde das Implantat vorsichtig aus dem Präparat herausgelöst (Abb. 84).

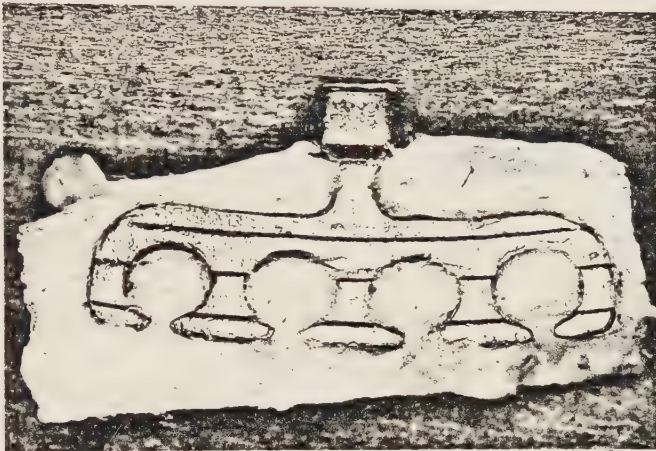


Abb. 83: Längsschnitt durch ein Blattimplantat-tragende Knochensegment nach der Entkalkung

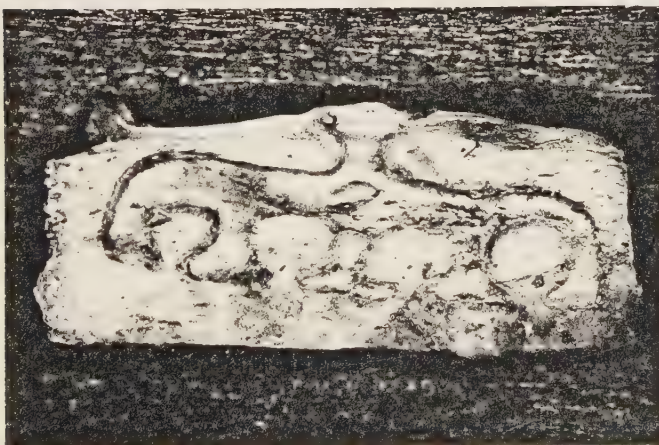


Abb. 84: Präparat aus Abb. 83 nach Herauslösung des Blattimplantates

Schraubenimplantate mußten aus dem entkalkten Knochen zunächst mit Hilfe eines entsprechenden Schlüssels vorsichtig entfernt werden. Anschließend wurden auch diese Knochenpräparate mit einem scharfen Skalpell in der Längsrichtung durchtrennt.

Die Präparate wurden in typischer Weise eingebettet, geschnitten und anschließend mit HÄMATOXYLIN-EOSIN, AZAN und nach MASSON-GOLDNER gefärbt.

24 Präparate, für die Knochen-Metallschnitte geplant waren, wurden nach Dehydration des Knochens in der aufsteigenden Alkoholreihe (30 %, 40 %, 50 %, 60 %, 70 %, 80 %, 90 % und 96 %iger Alkohol für jeweils 4 Stunden) einem speziellen Einbettungsverfahren unterzogen. Dieses Verfahren wurde erstmals von SPURR (1969) und in letzter Zeit von TETSCH und DÖRDELMANN (1977) angegeben.

Bei der Einbettmasse handelt es sich um einen niedrig viskösen und volltransparenten Kunststoff mit unwesentlicher Eigenfluoreszenz, der sich aus folgenden Bestandteilen zusammensetzt:

Vinylcylohexendioxid	(10,0 g)
Nonenylbernsteinsäureanhydrid	(26,0 g)
Dimethylaminoäthanol (Beschleuniger)	(0,4 g)

Die Infiltration des Knochens mit dieser Einbettmasse erfolgte über 24 Stunden im Exsikkator, um eine blasenfreie Einbettung zu gewährleisten. Polymerisiert wurde der Kunststoff im Wärmeschränk unter langsamerer Temperatursteigerung bis auf 70°C . Auch dieses Vorgehen hatte zum Ziel, Blasenbildungen zu vermeiden (Abb. 85).



Abb. 85: Nicht-entkalktes Präparat
in Kunststoff eingebettet

Die gewonnenen Kunststoffblöcke wurden mit einer diamantierten Innenlochsäge (Firma Metals Research, Cambridge) geschnitten (Abb. 86). Aus den in Kunststoff eingebetteten Knochen- Metall- Präparaten konnten ohne Herauslösung der Metallteile und damit ohne Zerstörung der unmittelbaren Kontaktbereiche zwischen Knochen und Implantat $20 - 40\mu$ dicke Schnitte gewonnen werden.

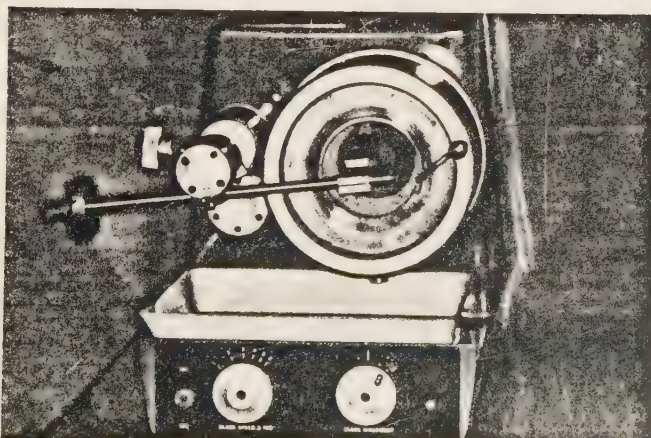


Abb. 86: Diamantierte
Innenlochsäge (Firma Metals
Research)

Die Auswertung der histologischen Präparate erfolgte mit dem Leitz-Forschungsmikroskop "Orthoplan", das zusätzlich mit einer Fluoreszenzeinrichtung ausgestattet war.

15. Ergebnisse

Alle Tiere fraßen einen Tag nach dem operativen Einbringen der Implantate im Unterkiefer die angebotene Hartkost ohne Schwierigkeiten. Die Schleimhautwunden heilten von 2 Ausnahmen abgesehen per primam. In letzteren Fällen wurde nach Säuberung der Wunde und nach Anfrischung der Wundränder die Schleimhaut neu vernäht. 6 Implantate (4 Schrauben-, 2 Blattimplantate) mußten aufgrund stärkerer Lockerungen während des Versuchs entfernt werden.

15.1. Klinische Befunde

In Abständen von 14 Tagen wurden alle Hunde einer eingehenden Kontrolle unterzogen. Während bei der ersten Kontrolluntersuchung 14 Tage post. op. die Nähte entfernt wurden, fand die dritte und letzte Kontrolluntersuchung unmittelbar vor der Einschläferung der Tiere statt.

15.1.1. Schleimhautbefunde

Die Schleimhautbefunde im Bereich der Implantatpfosten waren besonders bei der ersten, aber auch bei den beiden späteren Kontrollen in einigen Fällen un-

günstig. Diese negativen Befunde der Pilastria wurden jedoch ursächlich in erster Linie durch die mechanische Irritation und Traumatisierung der Schleimhaut im Implantatpfostenbereich durch die provisorisch aufzementierten Brücken hervorgerufen. Da in vielen Fällen die Implantatpfosten aus Platzgründen gekürzt werden mußten, zudem die Kontaktdrähte der Überträger am Pfosten befestigt werden mußten, war zur Erhaltung einer ausreichenden Stabilität und Friktion der Brückenpfeiler auf den Implantatpfosten eine Kürzung der Kunststoff-Kronen und damit eine deutliche Freilegung des Kronenrandes im Bereich der Gingiva nicht möglich. Die Kronen standen in fast allen Fällen in unmittelbarem Kontakt zur Schleimhaut, was die oben beschriebenen entzündlichen Veränderungen erklärt:

Es wurde aus diesen Gründen auf die zunächst vorgesehene, vergleichend-differenzierte Befundung der Schleimhaut im Implantatpfostenbereich verzichtet. Die Taschentiefen lagen durchschnittlich bei etwa 3 mm. Trotz dieser für die Pilastria ungünstigen Ausgangssituationen konnten bei der Mehrzahl der Implantate Schleimhautverhältnisse gefunden werden, die klinisch von entzündlichen Erscheinungen völlig frei waren (Abb. 87).



Abb. 87: Doppelpfostiges Blattimplantat 6 Wochen post. op.. Keine entzündlichen Infiltrationen im Bereich der Pfeilerdurchtrittsstellen

15.1.2. Beweglichkeitsmessungen

Mit der unter Punkt 14.2.2. beschriebenen Versuchsanordnung wurden die Implantate unmittelbar nach dem operativen Einbringen in den Kieferknochen sowie 2,4 und 6 Wochen post. op. auf ihre horizontale Beweglichkeit hin überprüft. Dabei konnte bei Zugrundelegung der von der ARPA empfohlenen Klassifizierung der Lockerungsgrade von Zähnen:

0 = nicht beweglich

1 = fühlbar beweglich

2 = sichtbar beweglich

3 = beweglich durch Wange und Zunge und in axialer Richtung

sowohl für Schrauben- als auch für Blattimplantate eine in ihrer Größenordnung und grundsätzlichen Verlaufsform typische Kurve für jeden dieser Lockerungsgrade ermittelt werden.

Unmittelbar nach der operativen Verankerung der Schrauben- und Blattimplantate im Kieferbereich ergaben sich im Normalfall die in Abb. 88 und 89 gezeigten Kurven. Aus Ihnen ist ersichtlich, daß beide Implantatformen im Knochen primär so verankert werden konnten, daß bei einer Horizontalbelastung der Implantate bis zu 9,81 N nur eine horizontale Auslenkung im Bereich von 0 - 0,2 mm. möglich war.

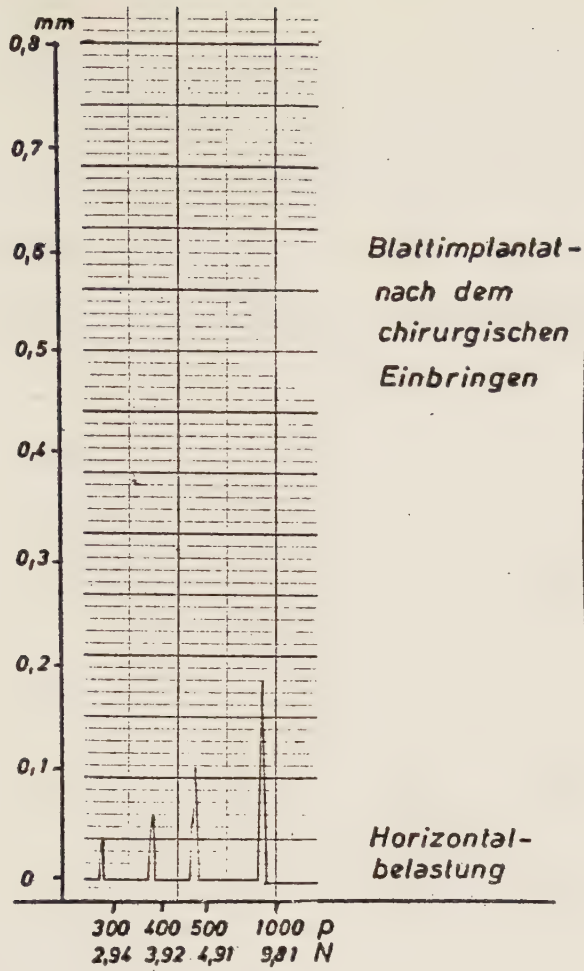


Abb. 88:

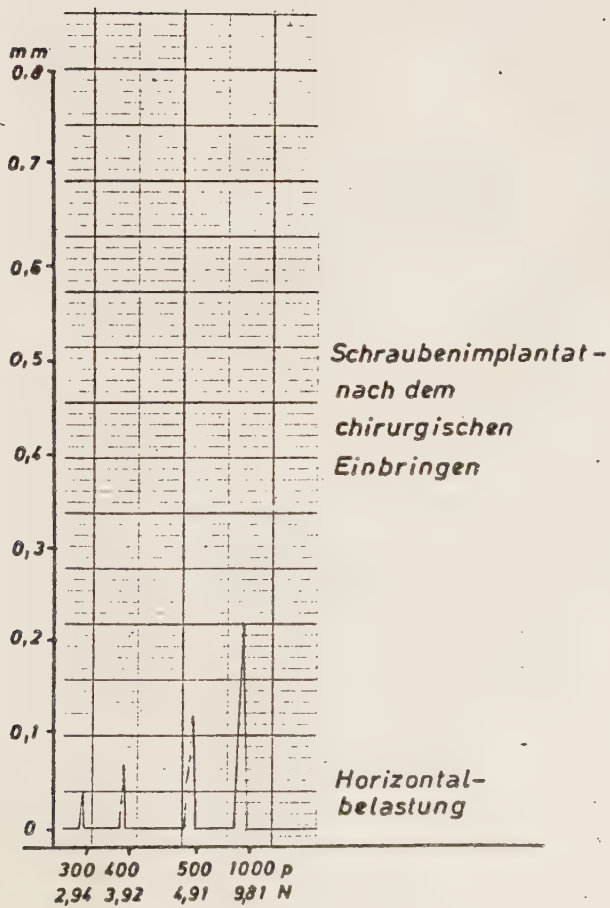


Abb. 89:

Dieses Kurvenbild stimmt in etwa mit Kontrollmessungen überein, die mit der gleichen Versuchsordnung an toten, feuchten Rinderknochen mit einer stärker ausgebildeten Kortikalis nach Einbringen von Schrauben- und Blattimplantaten durchgeführt wurden (Abb. 90).

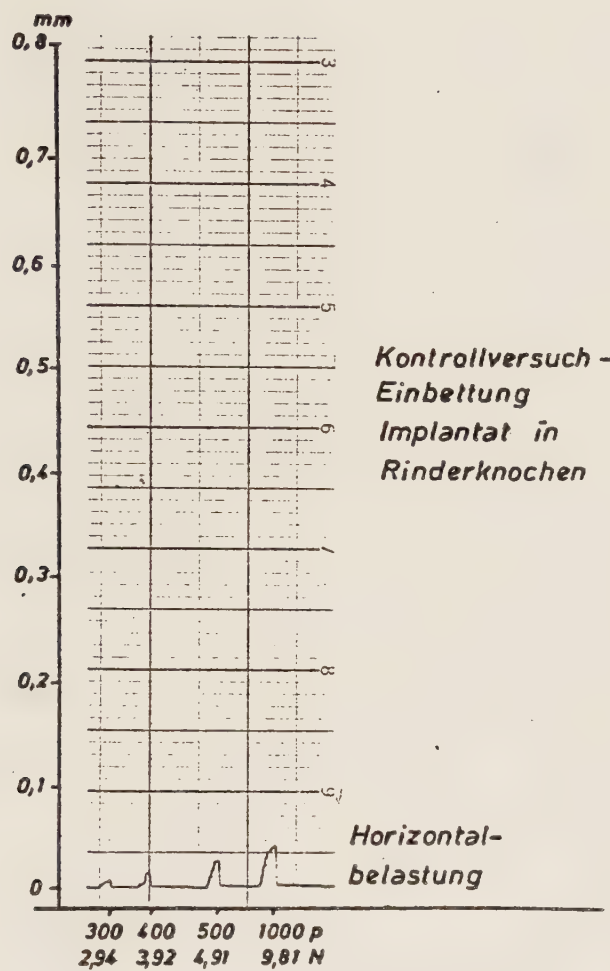


Abb. 90:

2, 4 und 6 Wochen nach Implantation zeigten diejenigen Implantate, die klinisch absolut fest waren, in der Regel einen Kurvenverlauf, der den Abbildungen 91 und 92 entspricht.

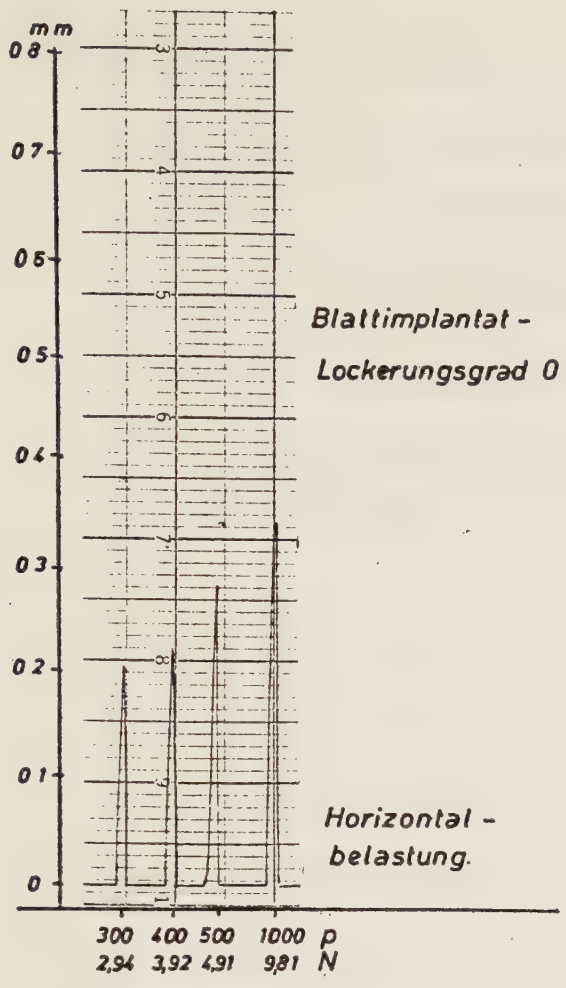


Abb. 91:

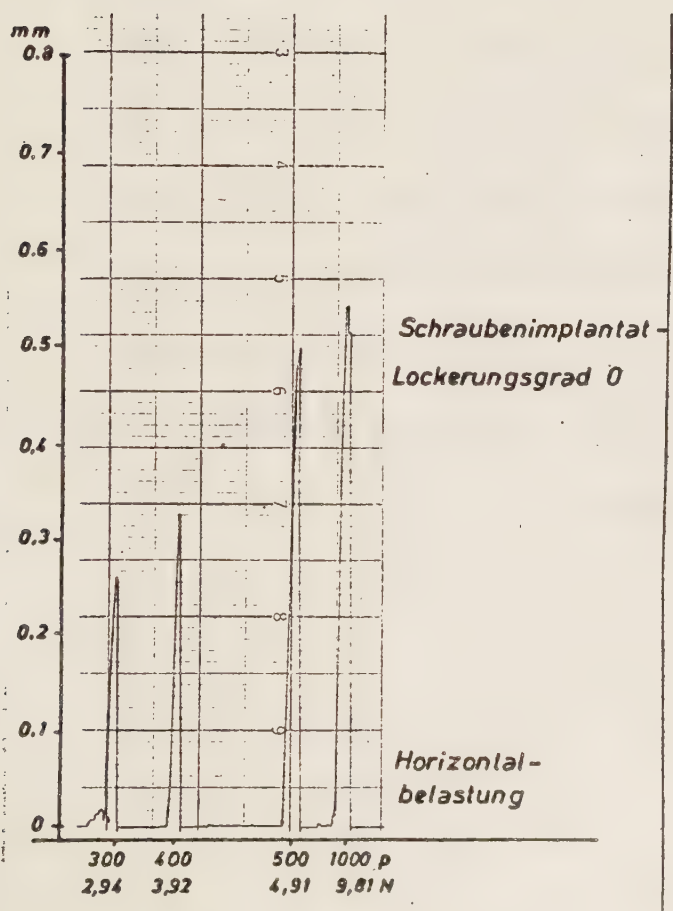


Abb. 92:

Bei Horizontalbelastungen von 2,94 - 9,81 N war jetzt bei festen Schraubenimplantaten eine horizontale Auslenkung von 0,2 - 0,6 mm, bei festen Blattimplantaten von 0,2 - 0,4 mm meßbar. Diese geringe, bei klinischer Prüfung durch Palpation nicht feststellbare Zunahme der Beweglichkeit wurde unsererseits mit Resorptionserscheinungen im Bereich lokalisierter Druckspitzen und damit einer geringen mechanischen Kontaktlockerung (zwischen Implantat und Knochen) zu erklären versucht.

Schrauben und Blattimplantate, die bei den Nachkontrollen klinisch einen Lockerungsgrad I (fühlbar) aufwiesen, zeigten die in den Abbildungen 93 und 94 dargestellten Kurvenläufe. Bei Blattimplantaten (Abb. 93) kam es bei Horizontalbelastungen von 2,94 - 4,91 zu Auslenkungen von 0,3 - 0,5 mm. Bei Druckbelastungen in diesen Größenbereichen federte das Blattimplantat nach Abfall des Druckes sofort in die Ausgangsstellung zurück. Bei Belastungen von 9,81 N stellte sich das Implantat langsamer in die ursprüngliche Ausgangslage zurück, was durch die in der Endphase auslaufende Kurve (Abb. 93, Belastung 9,81 N) sichtbar wird. Wir erklärten uns diese verzögerte Rückstellung der Implantate in die Ausgangslage mit einer stärkeren elastischen Komprimierung des angrenzenden Bindegewebes und Knochens auf der Auslenkungsseite des Implantates, die erst nach einer gewissen Zeitspanne (1 - 2 Sekunden) das Implantat in die Ausgangslage zurückfedern ließ.

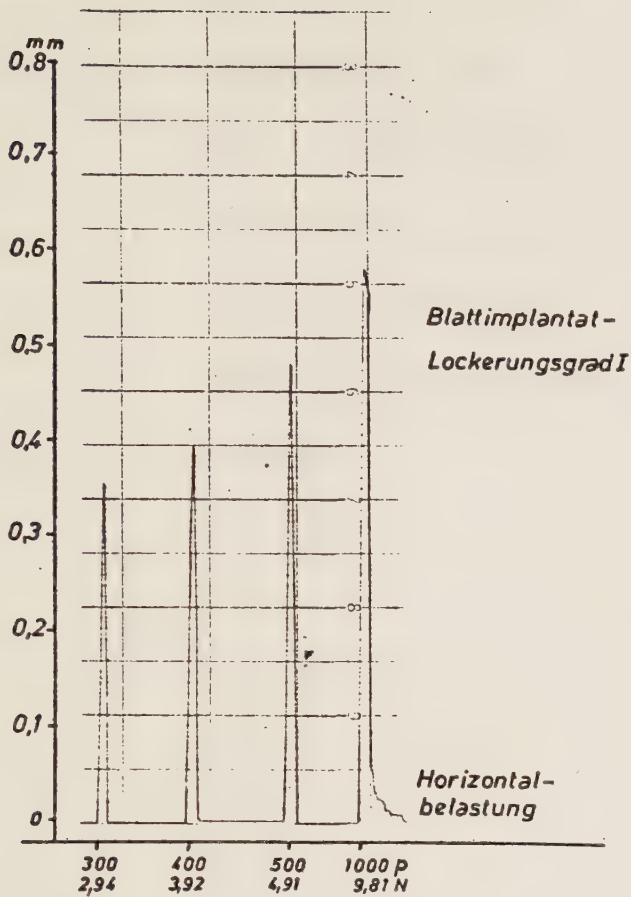


Abb. 93:

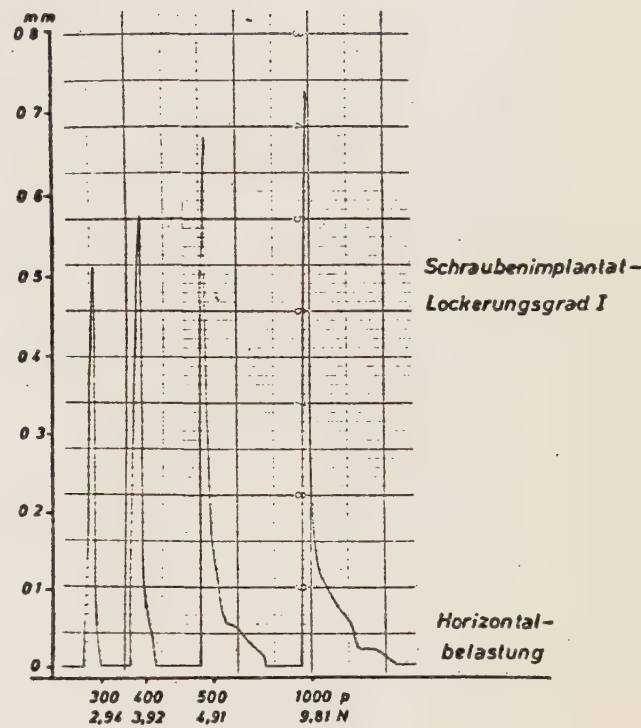


Abb. 94:

Bei Schraubenimplantaten mit einem klinischen Lockerungsgrad I waren bei Horizontalbelastungen von 2,94 - 9,81 N Auslenkungen im Mittel von 0,5 - 0,75 mm meßbar. Die Rückstellung erfolgte bei den angewandten Belastungsgrößen zunehmend verzögert (Abb. 94). Wir erklärten uns diese im Vergleich zu Blattimplantaten zunehmend verzögerte Rückstellung der Schraubenimplantate in die Ausgangslage dadurch, daß der den Knochen belastende Druck - und damit die elastische Komprimierung des Implantatlagers auf der Auslenkungsseite - bei gleicher Größe der angreifenden Kraft aufgrund des kleineren Flächenkontaktes der Schraube gegenüber einem Blatt größer sei.

Bei Schrauben- und Blattimplantaten mit Lockerungsgrad II war bei Horizontalbelastungen von 2,94 N und mehr in jedem Falle eine Horizontalauslenkung von 0,8 (ablesbarer Maximalwert der Meßanlage) meßbar (Abb. 95 und 96). Es muß davon ausgegangen werden, daß bei Belastungen von 3,92, 4,91 und 9,81 N eine größere Auslenkung der Implantate bei diesem Lockerungsgrad stattgefunden hätte, die jedoch aufgrund der Feineinstellung des Tasters nicht meßbar war.

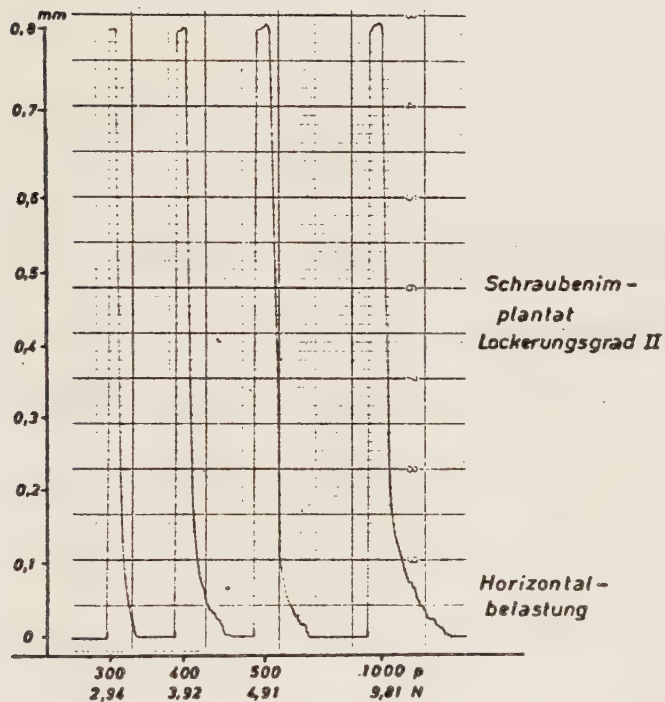


Abb. 95:

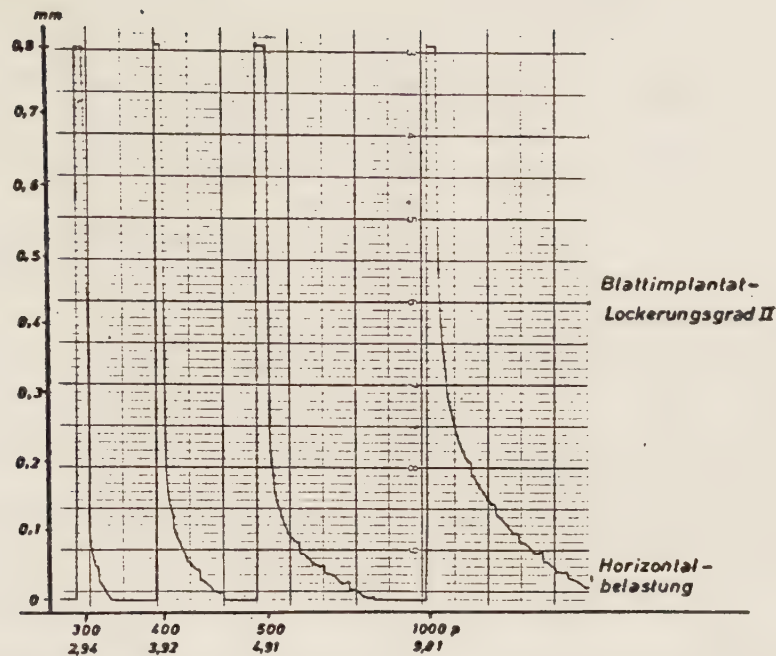


Abb. 96:

Weiterhin war bei diesen sichtbar gelockerten Implantaten bei allen applizierten Belastungen eine vergrößerte Rückstellung der Implantate meßbar. Hierfür ist nach unserer Meinung die bei diesem Lockerungsgrad vorhandene mehr oder weniger gefäßreich und zellulär infiltrierte Bindegewebsschicht zwischen Knochen und Implantat verantwortlich. Bei Belastung der Implantate wird auf der Ausschlagseite das Bindegewebslager komprimiert und der an das Bindegewebe angrenzende Knochen elastisch deformiert. Bei Entlastung federt der Knochen elastisch zurück, das Bindegewebe nimmt kontinuierlich den normalen Turgor wieder auf, wobei zusätzlich die Eigenkraft des Meßtasters (0,098 N) dazu beiträgt, das Implantat in die Nullage zurückzuführen.

Auffällig war, daß bei diesen Lockerungsgraden die Rückstellung bei Blattimplantaten länger dauerte als bei Schraubenimplantaten (Abb. 96).

Hypothetisch läßt sich diese Tatsache dadurch erklären, daß bei Blattimplantaten in diesen Fällen die zu verdrängende Bindegewebs- und Flüssigkeitsmenge im Implantatlager flächen- und mengenmäßig größer ist als bei Schraubenimplantaten.

Im Kontrollversuch wurden Blatt- und Schraubenimplantate in einen Gipsblock eingesetzt. Dabei wurde versucht, eine breite Bindegewebsmembran im Implantatlager durch Einbringen einer etwa 1 mm breiten Silikonschicht (Xantopren grün) zwischen Gips und Implantat nachzuahmen.

Die kontinuierlich gewonnenen, glatt auslaufenden Kurven (Abb. 97) entsprechen dem Rückstellvermögen des zähplastischen Silikons. Sie sind vergleichbar bindegewebig ummantelten Implantaten mit einem Lockerungsgrad von I - II. Die bei Implantaten gezackte oder wellige Form der auslaufenden Kurven ist auf den durch die Pulswelle beeinflussten, auf- und abschwellenden Gewebedruck im bindegewebigen Implantatlager zurückzuführen (Abb. 95 und 96).

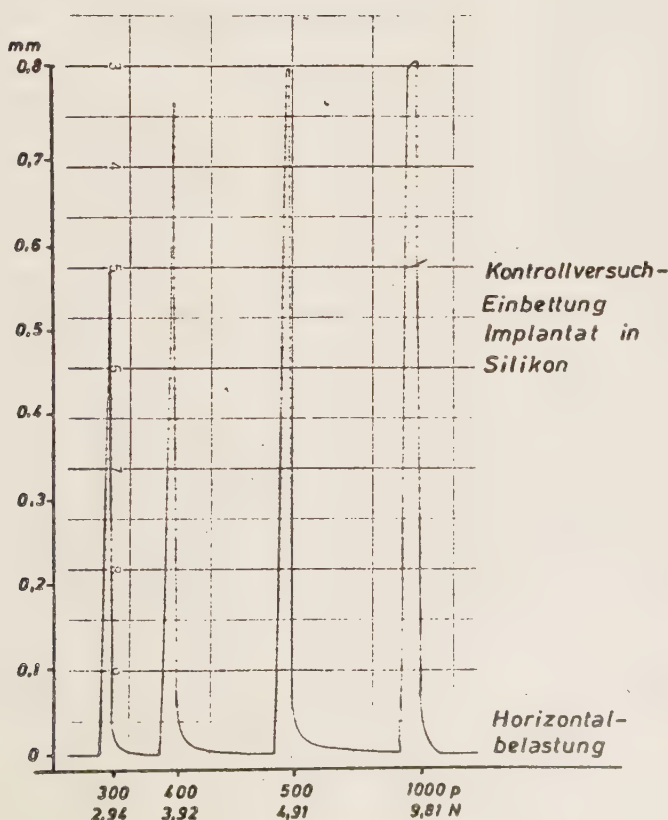


Abb. 97:

Bei Schrauben- und Blattimplantaten mit Lockerungsgrad III wurde bei Horizontalbelastung von 2,94 N und mehr - wie zu erwarten war - der mit der Versuchsanlage meßbare Maximalwert der Horizontalauslenkung erreicht. Im Gegensatz zu Implantaten mit Lockerungsgrad II kam es bei diesen Lockerungsgraden nicht zu einer allmählichen, sondern zu einer sofortigen Rückstellung der Implantate in die Ausgangslage (Abb. 98 und 99). Diese Tatsache ist dadurch zu erklären, daß bei diesen extrem gelockerten Implantaten die Eigenschaft des Meßtasters von 0,098 N bei Auslenkung aus der Nulllage reichte, um die Implantate in die Ausgangslage zurückzubringen.

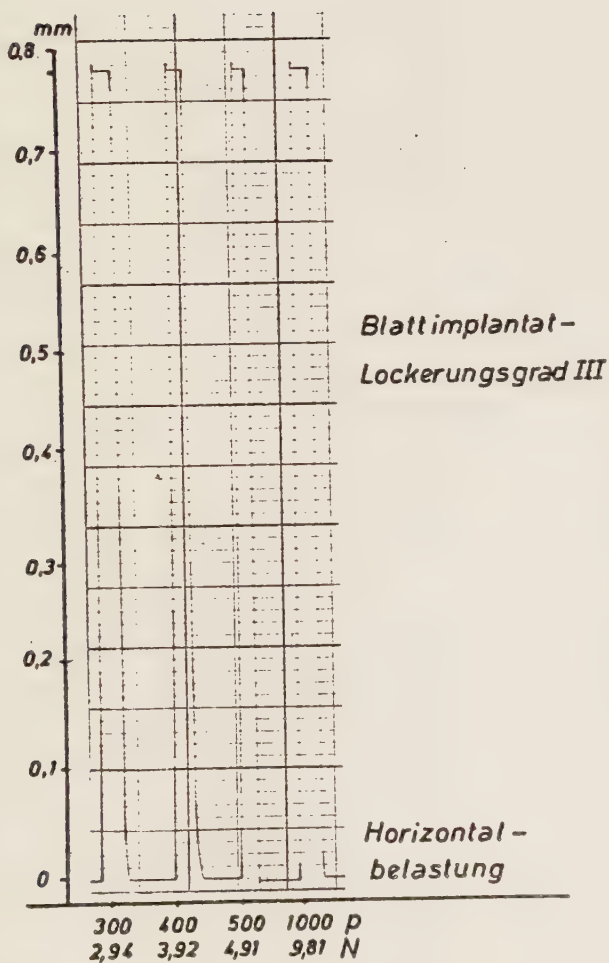


Abb. 98:

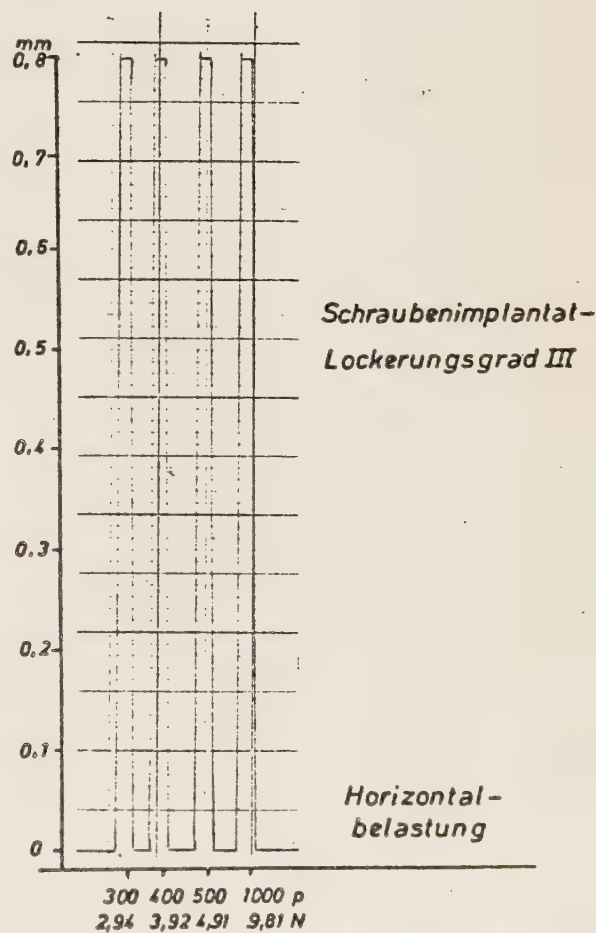


Abb. 99:

So zeigte ein Kontrollversuch, bei dem Implantate im Muskelfleisch - und damit hinsichtlich der Beweglichkeit einem Implantat mit Lockerung III vergleichbar - eingesetzt wurden, den gleichen Kurvenverlauf (Abb. 100).

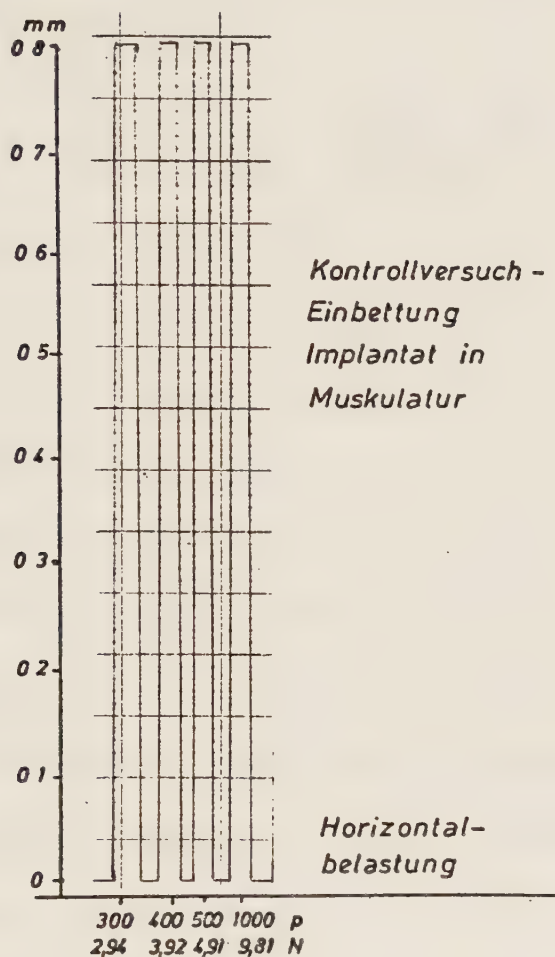


Abb. 100:

15.1.3. Röntgenologische Befunde

Zur röntgenologischen Beurteilung der knöchernen Situation im Implantat-lager wurden unmittelbar post. op. und bei allen Kontrolluntersuchungen Zahnfilme hergestellt.

Bei Durchsicht sämtlicher Zahnfilme fiel auf, daß vom Röntgenbild her nicht sicher beurteilt werden kann, ob ein Implantat klinisch einen Lockerungsgrad von 0, 1 oder eventuell auch 2 hat (Abb. 101 a und b, 102 a und b). Lediglich bei Implantaten mit Lockerungsgrad III, bei denen deutliche Resorptionsprozesse vorliegen, sind diese röntgenologisch immer sichtbar. So zeigen Schraubenimplantate mit Lockerungsgrad III in der Regel im Röntgenbild einen Resorptionstrichter im Bereich des Schraubenhalses, der bei fortgeschrittener Lockerung bis zur Hälfte der Schraube oder bis zum Schraubenapex reichen kann (Abb. 101 c). Bei Blattimplantaten ist röntgenologisch in diesen Fällen häufig eine deutliche Knochenresorption oberhalb der Blattschulter sichtbar (Abb. 102 c).

Abb. 101: Schraubenimplantat mit verschiedenen klinischen Lockerungsgraden



a) Lockerungsgrad

0

(Präp. 10 li./di.)



b) Lockerungsgrad

1

(Präp. 1 li/me)

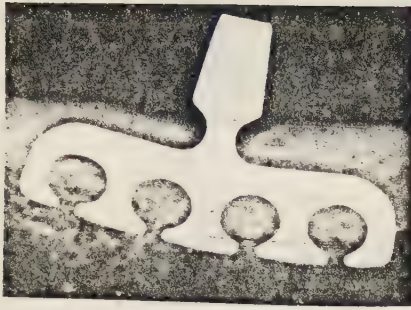


c) Lockerungsgrad

3

(Präp. 12 re/me)

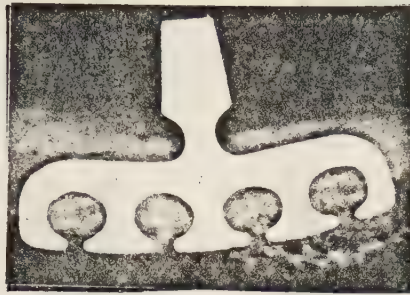
Abb. 102: Blattimplantate mit verschiedenen klinischen Lockerungsgraden



a) Lockerungsgrad

0

(Präp. 1 me/re)



b) Lockerungsgrad

1

(Präp. 5 re/me)



c) Lockerungsgrad

3

(Präp. 11 re/me)

Aus diesen Gründen konnte das Röntgenbild auch nicht als Wertmaßstab zum Vergleich der elektrostimulierten Implantate und der Kontrollimplantate herangezogen werden (Abb. 103 - 106). In einigen Fällen war bei den elektrostimulierten Implantaten eine gewisse Verdichtung der Knochenstruktur im Kontaktbereich zum Implantat sichtbar (Abb. 105 und 106).

Abb. 103: Schraubenimplantat nicht stimuliert (Präp. 12 li./di.), klinischer Lockerungsgrad 0



unmittelbar
post. op.



2 Wochen
post. op.

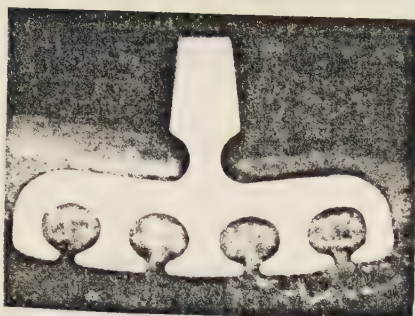


4 Wochen
post. op.

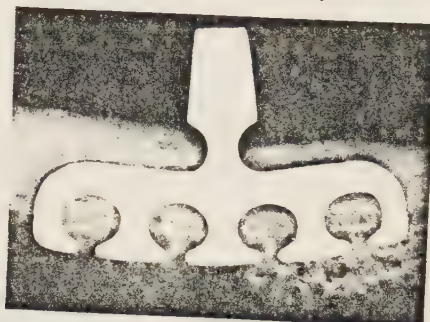


6 Wochen
post. op.

Abb. 104: Blattimplantat - stimuliert (Präp. 4 re/di) klinischer
Lockerungsgrad 1



unmittelbar post.op.



2 Wochen post.op.

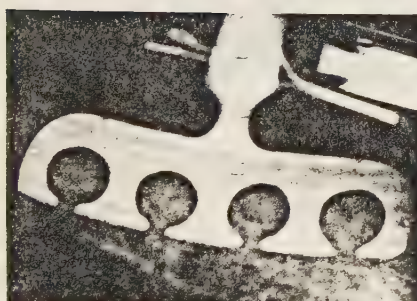


4 Wochen post.op.



6 Wochen post.op.

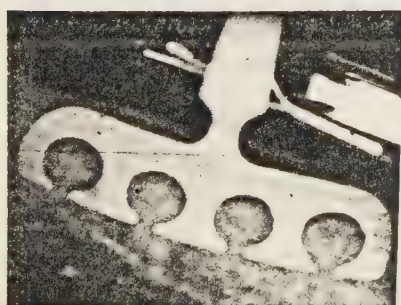
Abb. 105: Blattimplantat - stimuliert (präp. 6 re/di) klinischer
Lockerungsgrad 0



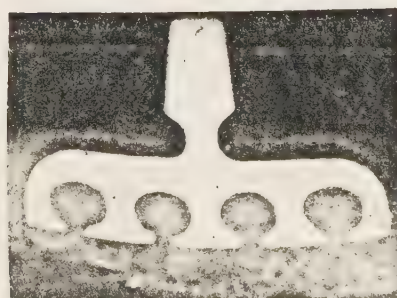
unmittelbar post.op.



2 Wochen post.op.



4 Wochen post.op.

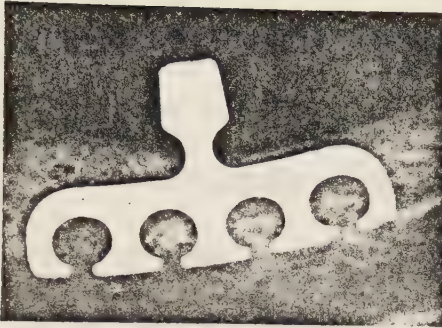


6 Wochen post.op.

Abb. 106:

Blattimplantat - stimuliert (Präp. 6 li/di)

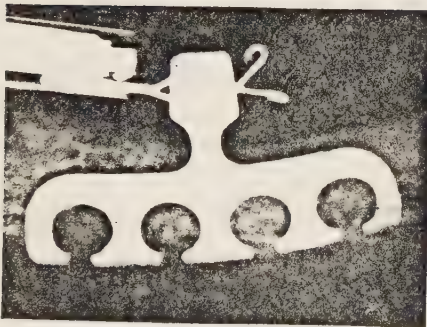
klinischer Lockerungsgrad 0



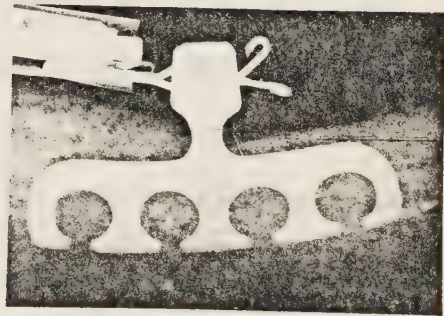
unmittelbar
post. op.



2 Wochen post. op.



4 Wochen post. op.



6 Wochen post. op.

15.2 Histologische Ergebnisse

Die histologischen Untersuchungen hatten zum Ziel, die Kontaktzone von Implantat und Knochen einer genaueren Beurteilung zu unterziehen. Dabei sollte abgeklärt werden, ob es durch die von KRAUS angegebene elektromagnetische Wechselstrombehandlung zu einer Beschleunigung und Verbesserung der knöchernen Einheilung der Implantate und zu einem insgesamt innigeren Kontakt zwischen Knochen und Implantat gekommen war.

Weiterhin sollte die Bindegewebsbreite zwischen Implantat und Knochen in Relation zum klinischen Lockerungsgrad der Implantate beurteilt werden.

Bei den bisher publizierten histologischen Untersuchungen im Rahmen der enossalen Implantologie wurden die Implantate vor der histologischen Aufbereitung der Knochenpräparate aus dem Knochen entfernt, in der Regel wurde der Knochen vorher entkalkt (JACOBS 1974, BAUMANN 1973).

Bei einem derartigen Vorgehen läßt es sich bei Entfernung der Implantate aus den Knochensegmenten nicht vermeiden, daß die unmittelbare Kontaktzone zwischen Implantat und Knochen mehr oder weniger beschädigt wird. Eine exakte Beurteilung dieser prognostisch entscheidenden Grenzzone ist bei einem derartigen histologischen Vorgehen deshalb nicht möglich.

Zur Vermeidung dieser Ungenauigkeiten wurden unsere Präparate zum größten Teil nach einem von TETSCH und DÖRDELMANN (1977) für die Dentalimplantologie angegebenen Verfahren in Kunststoff eingebettet (Kap. 14.3.).

Die mit einer diamantierten Innenlochsäge aus den Kunststoffblöcken (Abb. 86) gewonnenen Hart-Schnitte von etwa 30 μm zeigten, daß es bei dieser Art der Einbettung aufgrund der sehr guten Penetration des Einbettungsmediums in die spongiösen, bindegewebigen und zelligen Strukturen zu einer absolut festen Fixierung des Metalls und damit zu keinen Verschiebungen zwischen Knochen und Implantat - trotz des Sägeprozesses - gekommen war. Selbst bei stärker bindegewebig umbauten Metallteilen (Abb. 120) war die räumliche Relation zwischen Knochen, Bindegewebe und Implantat unverletzt erhalten.

15.2.1. Fluoreszenzmikroskopie

Aufgrund der Vitalmarkierung der Knochenregenerationszonen nach der Methode der polychromen Sequenzmarkierung (Kap. 13.5.) war eine qualitative und quantitative Aussage über den Heilungsverlauf der Knochenwunde nach der Implantation möglich.

Qualitative Auswertung

Da sich Fluorochrome nur im Bereich der Knochenmineralisationszonen durch Chelatverbindungen mit dem Calcium einlagern (ÉGER et al 1964), wurden bei ultravioletter Bestrahlung der Präparate im Mikroskop diese Knochenbauzonen durch die eingelagerten, farblich unterschiedlich fluoreszierenden Farbstoffe gekennzeichnet.

Durch die isolierte Ablagerung der Fluorochrome in den Calcium-Eiweiß-Mucopolysaccharid-Komplexen war einerseits eine deutliche Abgrenzung des Osteoids zum Bindegewebe, andererseits auch eine deutliche Markierung der Grenze des alten zum neugebildeten Knochen möglich, da das Apatit des ausgereiften Knochens nicht mit Fluorochromen reagiert (EGER et al 1964)



Abb. 107: Teilweise knöcherne Durchbauung eines Blattimplantat-Fensters.
Scharfe Abgrenzung zum ausgereiften Knochen.

Abb. 107 zeigt den Bereich eines Fensters bei einem Blattimplantat, das teilweise knöchern durchbaut ist. Die Grenzen des ausgereiften, alten Knochens zum neugebildeten Knochen, als auch die Grenze des Knochens zu den Binde-

gewebiszonen, die die Metallbereiche breit umgehen (klinischer Lockerungsgrad des Implantates 1 - 2), sind durch die Fluorochromeinlagerungen in den Knochenanbauzonen deutlich zu erkennen.

Von der chirurgischen Schnittfläche aus hat eine knöcherne Durchbauung dieses bei der Eingliederung des Blattimplantates immer entstehenden Hohlraumes im Knochen stattgefunden. Hinsichtlich der Qualität des Knochens handelt es sich dabei zum größten Teil um geflechtartigen Knochen, was aus den ungeordneten Farbstoffeinlagerungen hervorgeht. Teilweise sind jedoch auch lamelläre Knochenstrukturen zu erkennen (geordnete konzentrische Einlagerung der Fluorochrome um ein Gefäß im Haverschen Kanal).

So ist beispielsweise in Abb. 108 (→) am unteren Rand des Metallteils die konzentrische Einlagerung der unterschiedlichen Fluorochromfarben um ein zentrales Gefäß deutlich sichtbar. Von außen nach innen hat sich Calcein blau, Xylenol orange, Calcein grün, Achromyzin = gelb, Alizarinkomplexon = rot, eingelagert. Aus den Abständen der Farbmarkierungen untereinander und in etwa auch aus der Intensität der Farben lassen sich Rückschlüsse ziehen, wieviel Knochensubstanz pro Woche neugebildet wurde (Appositionsgeschwindigkeit) und in welchen Wochen post. op. die Mineralisationsvorgänge am stärksten waren.

Aus der vergleichenden Betrachtung der vitalgefärbten Präparate konnte angenommen werden, daß 10 - 14 Tage post. op. die ersten Mineralisationsvorgänge auftraten. Von da an verliefen in den darauffolgenden vier Wochen

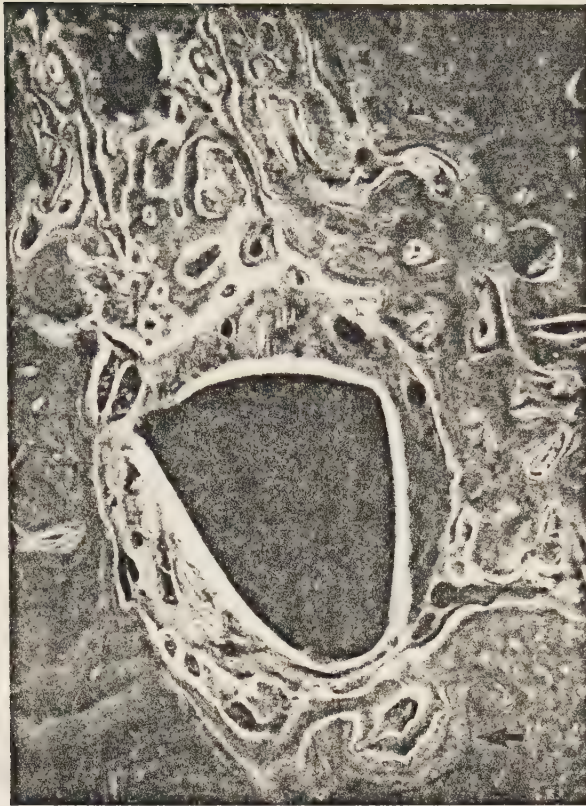


Abb. 108: Ausschnitt aus Abb. 107

Konzentrische Einlagerung der injizierten Fluorochrome.(→)

Beginnende lamelläre Strukturierung

des Versuchs die Mineralisationsvorgänge in etwa gleich stark ab.

Bei stimulierten Präparaten war eine verstärkte Knochenregeneration feststellbar.

Quantitative Auswertung

Zur quantitativen Beurteilung der knöchernen Einheilung der eingegliederten Implantate wurde sowohl bei Schrauben (Abb. 109) als auch bei Blattimplantaten (Abb. 110) an genau definierten Stellen die Bindegewebsbreite zwischen Metall und Knochen mit einem Meßokular ausgemessen (Abb. 111 - 120).



Abb. 109: Meßstellen bei Schraubenimplantaten



Abb. 110: Meßstellen bei Blattimplantaten

Abb. 111 - 113: Knochenneubildungen im Winkel zwischen Schraubenkern und Schraubenteller, Vergrößerung 120 : 1, (→) = Implantat

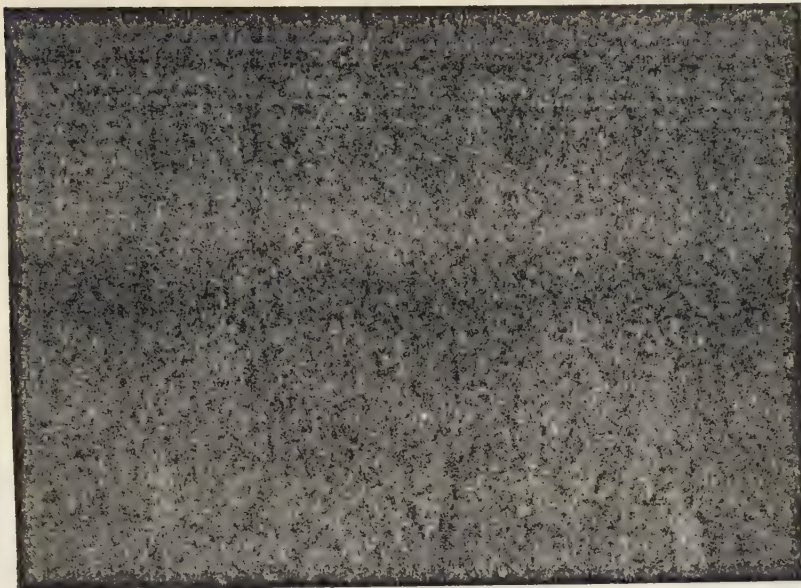


Abb. 111:
Mineralisation bis an das
Implantat

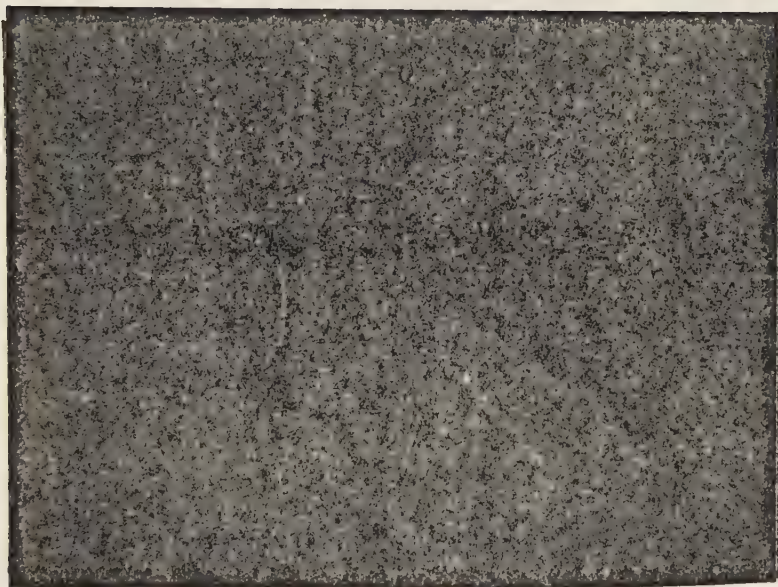


Abb. 112:
Dünne Bindegewebsmembran
zwischen Implantat und neu-
gebildetem Knochen

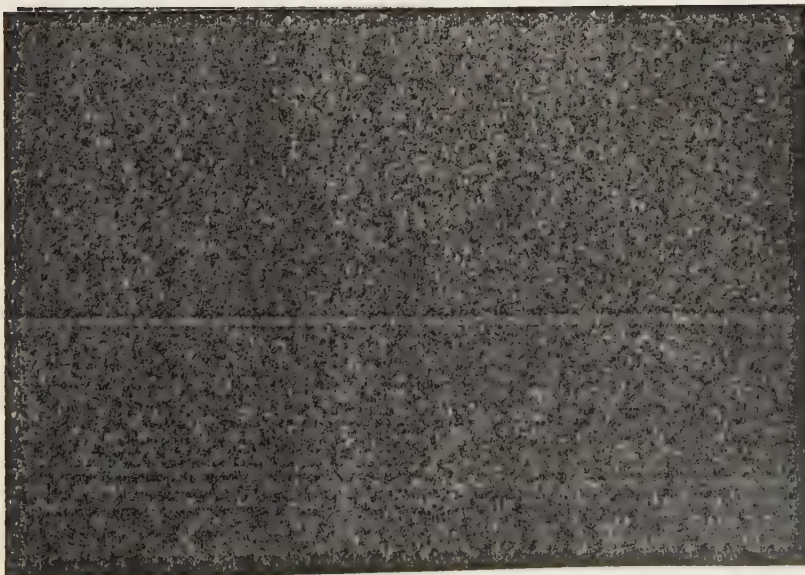


Abb. 113:
Breite Bindegewebszone
zwischen Implantat und Kno-
chen

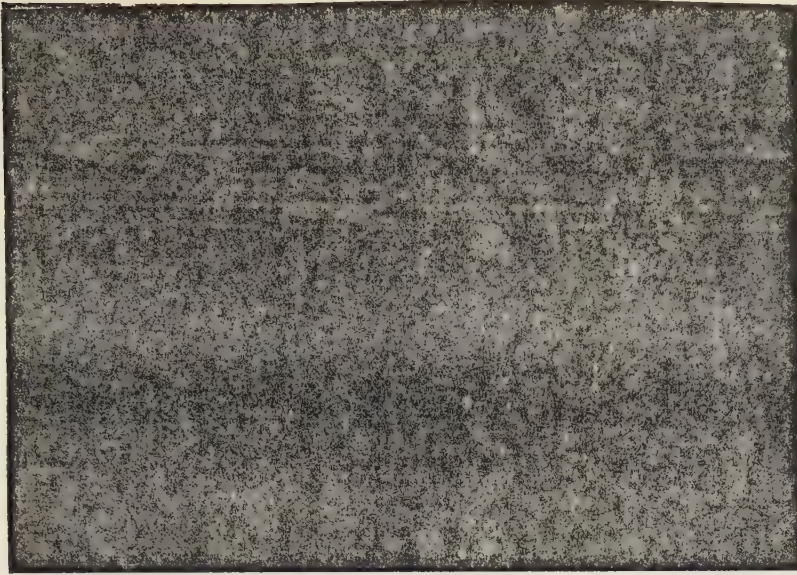


Abb. 114:

Mineralisation bis an das
Implantat (100 : 1)

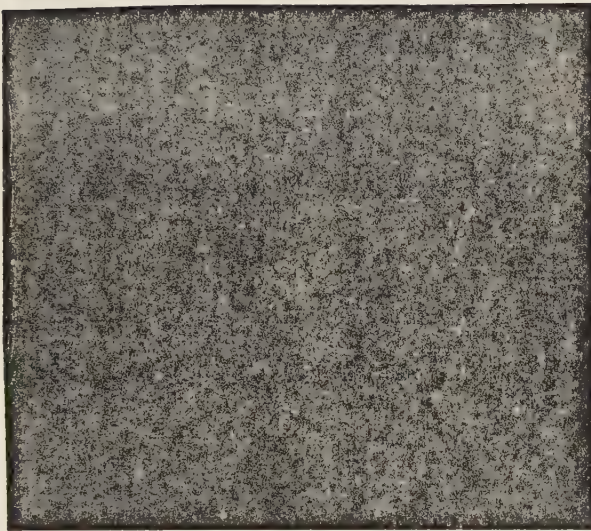


Abb. 115: Dünne Bindegewebsmembran
zwischen Implantat und Knochen
(80 : 1)



Abb. 116: Totale bindegewebige Einscheidung eines Schraubentellers (80 : 1)

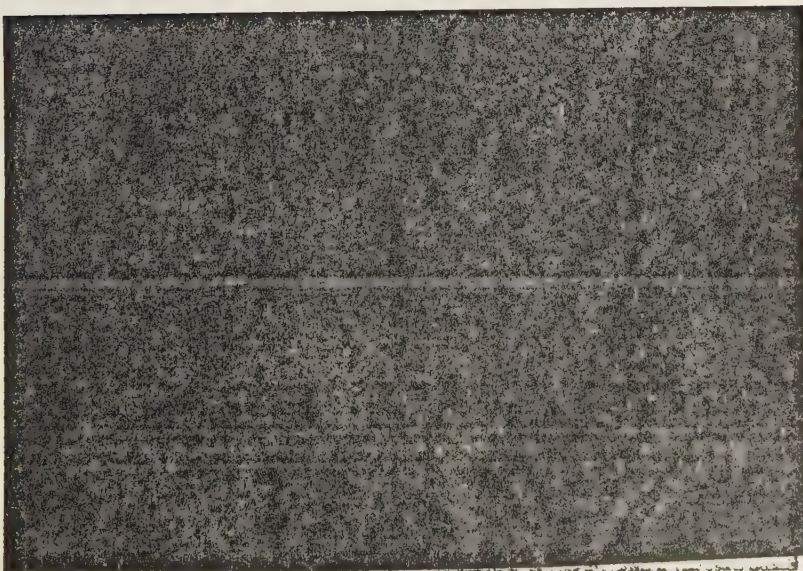


Abb. 117:

Breite Bindegewebszone
zwischen Implantat und Knochen (120 : 1)

Abb. 118 - 120: Knochenbildungen im basalen Bereich von Blattimplantaten,
(→) = Implantat

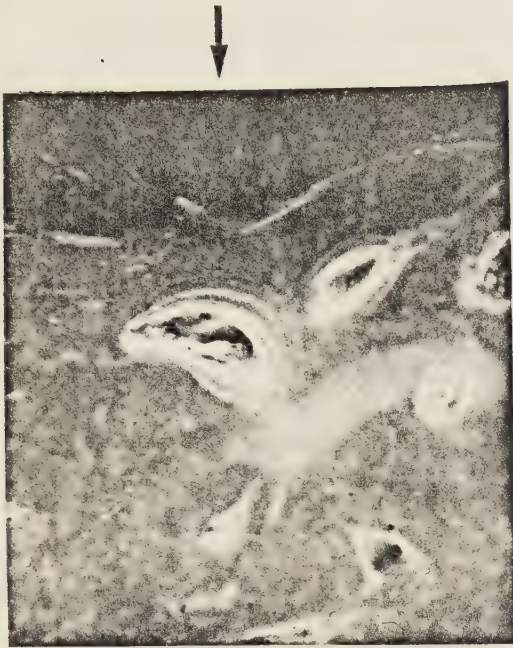


Abb. 118: Knochenbildung bis an
das Implantat (120 : 1)

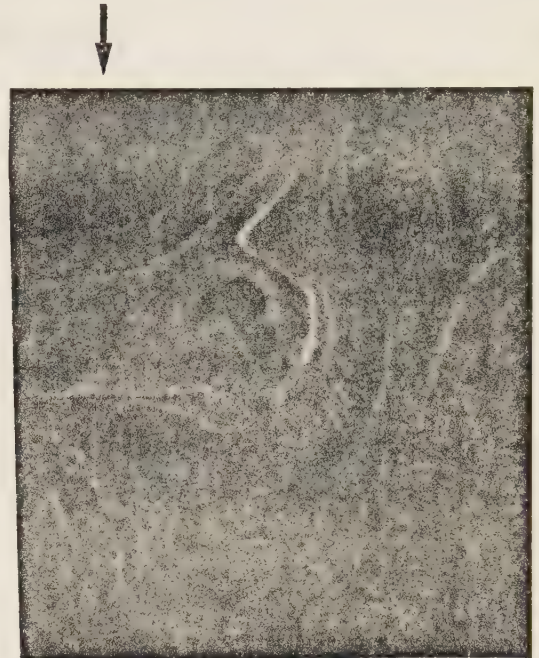


Abb. 119: Breite Bindegewebszone
zwischen Implantat und Knochen
(120 : 1)

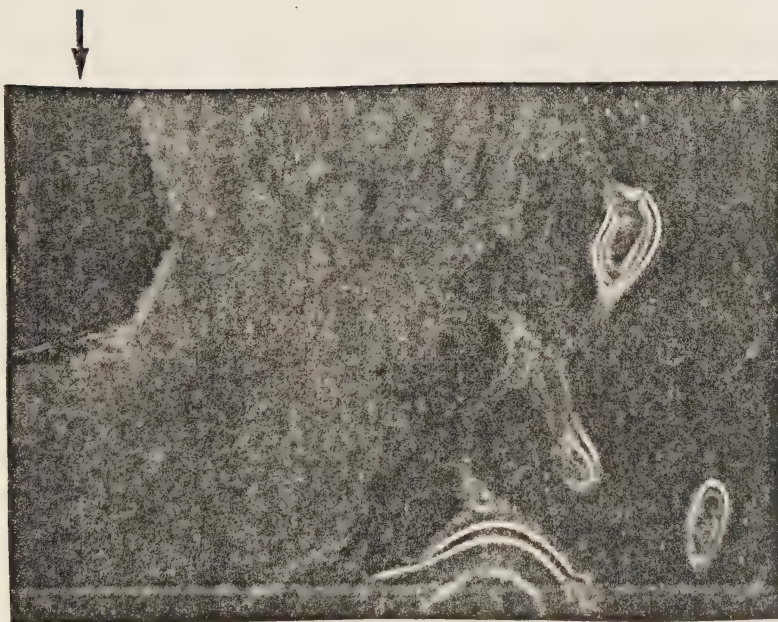


Abb. 120: Bindegewebige
Einscheidung. Keine Ossifikati-
onstendenz. Zirkulärer Verlauf
der kollagenen Fasern (120 : 1)

Die ermittelten Meßergebnisse (siehe Anhang Tab.) wurden in der Datenverarbeitungsanlage der Universität Köln unter Zuhilfenahme des Programmpaketes SPSS (NIE et al 1975) ausgewertet.

Bei der einfachen Varianzanalyse zeigte sich, daß die mittlere Bindegewebsbreite - alle Implantate zusammengefaßt - bei 203,67 µm lag. Auffällig war die hohe Standardabweichung von 225,00 µm. Zwischen Schrauben- und Blattimplantaten bestand hinsichtlich der Dicke der Bindegewebschicht zwischen Implantat und Knochen kein signifikanter Unterschied ($p=0,08$) (siehe Tab. 18 und 22).

<i>Bindegewebsbreite zwischen Implantat und Knochen</i>	$\bar{X}(\mu)$	$SD(\mu)$	$SE(\mu)$	<i>N</i>
<i>Blattimplantat</i>	247,73	264,29	48,25	30
<i>Schraubenimplantat</i>	130,24	108,05	25,46	18
<i>total</i>	203,67	225,00	32,47	48

*Mittlere Bindegewebsbreite bei Blatt- und Schraubenimplantaten.
 $\bar{X}$ =Mittelwert, SD =Standard-Abweichung, SE = Standard-Fehler,
 N =Zahl der Präparate*

Tabelle 18

Hinsichtlich der Fragestellung, ob die elektrostimulierten Implantate bessere Ergebnisse, d.h. kleinere Bindegewebsschichten zwischen Implantat und Knochen aufwiesen als die Kontrollimplantate, ergab sich ein signifikanter Unterschied ($p=0,003$).

Bei stimulierten Implantaten waren die Bindegewebsbreiten deutlich schmaler.

Die mittleren Werte ergeben sich aus Tabelle 19 und 22.

<i>Elektromagnetische Behandlung</i>	$\bar{X} (\mu)$	$SD(\mu)$	$SE(\mu)$	<i>N</i>
<i>stimuliert</i>	116,61	116,47	22,84	26
<i>nicht stimuliert</i>	306,55	276,92	59,03	22
<i>total</i>	203,67	225,00	32,47	48

Mittlere Bindegewebsbreiten bei elektromagnetisch stimulierten und nicht-stimulierten Blatt- und Schraubenimplantaten.

Tabelle 19

Bei der einfachen Varianzanalyse ergab sich weiterhin ein direkter Zusammenhang zwischen den klinischen Lockerungsgraden der Implantate und den gemessenen Bindegewebsbreiten (siehe Tabelle 20, 21 und 22).

<i>Lockerungsgrad der Implantate</i>	$\bar{X} (\mu)$	$SD(\mu)$	$SE(\mu)$	<i>N</i>
<i>0</i>	44,20	69,62	16,41	18
<i>I</i>	204,30	102,21	24,09	18
<i>II</i>	266,25	108,41	38,33	8
<i>III</i>	793,29	229,06	114,53	4
<i>total</i>	203,67	225,00	32,47	48

Mittlere Bindegewebsbreiten bei den verschiedenen klinischen Lockerungsgraden von Blatt- und Schraubenimplantaten.

Tabelle 20

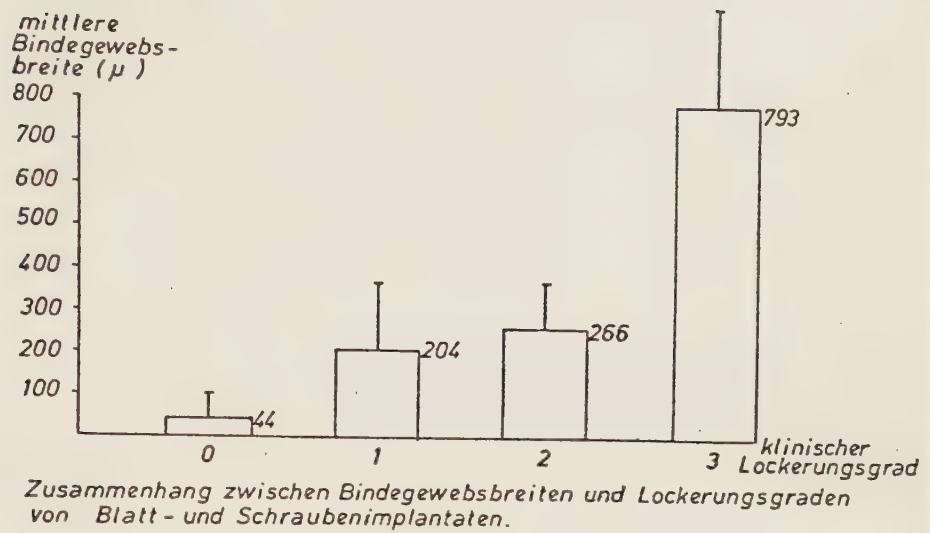


Tabelle 21

Je größer der klinische Lockerungsgrad, desto größer war auch die Bindegewebsbreite zwischen Implantat und Knochen. Dieser hochsignifikante Zusammenhang ($p=0,0001$) drückte sich auch in einer positiven hohen Korrelation aus ($r=0,80$).

Der SCHEFFE' Test zeigte, daß sich die Bindegewebsbreiten bei Implantaten mit Lockerungsgrad 0 signifikant von denen mit Lockerungsgraden I, II und III unterschieden, ebenfalls zeigten Implantate mit Lockerungsgrad III einen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Bindegewebsbreite zu den Lockerungsgraden 0, I und II. Bei Implantaten mit Lockerungsgrad I und II war der Unterschied hinsichtlich der Bindegewebsbreite nicht signifikant.

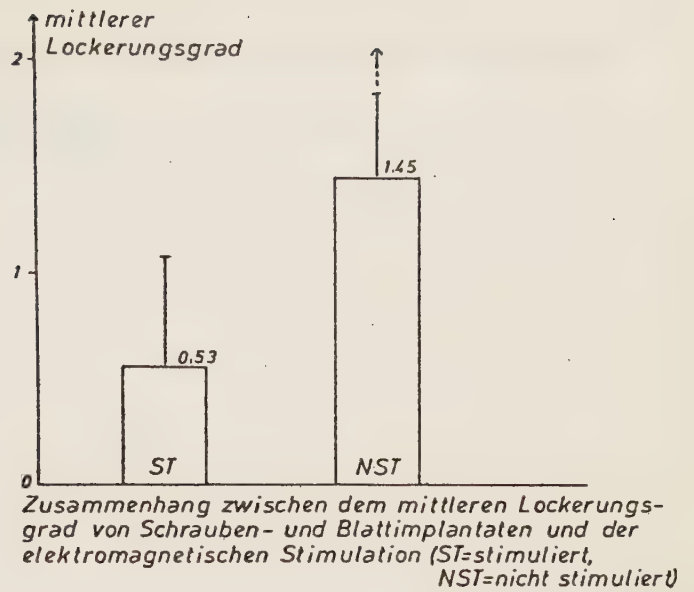


Tabelle 22

Als mittlerer Lockerungsgrad aller ausgewerteten Implantate ergab sich ein Wert von 0,98 bei einer Standardabweichung 0,94.

Bei Blatt- und Schraubenimplantaten konnte hinsichtlich des Lockerungsgrades kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p=0,098$) (siehe Tabelle 23).

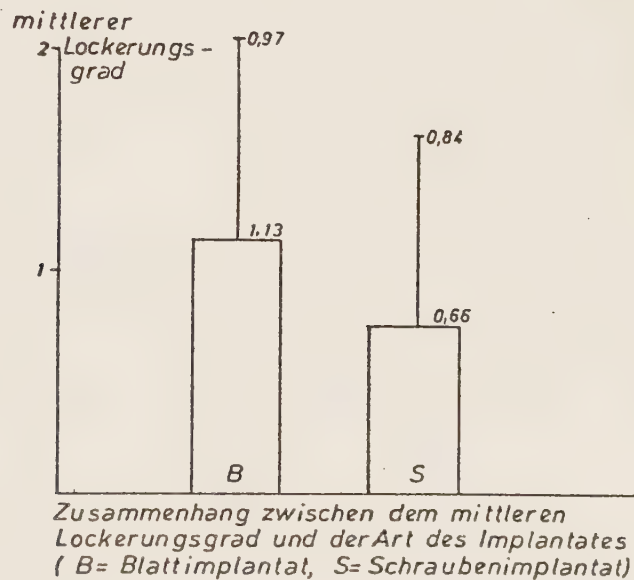


Tabelle 23

Stimulierte und nicht stimulierte Implantate unterschieden sich jedoch im Hinblick auf den Lockerungsgrad signifikant ($p=0,0001$) (siehe Tabelle 24).

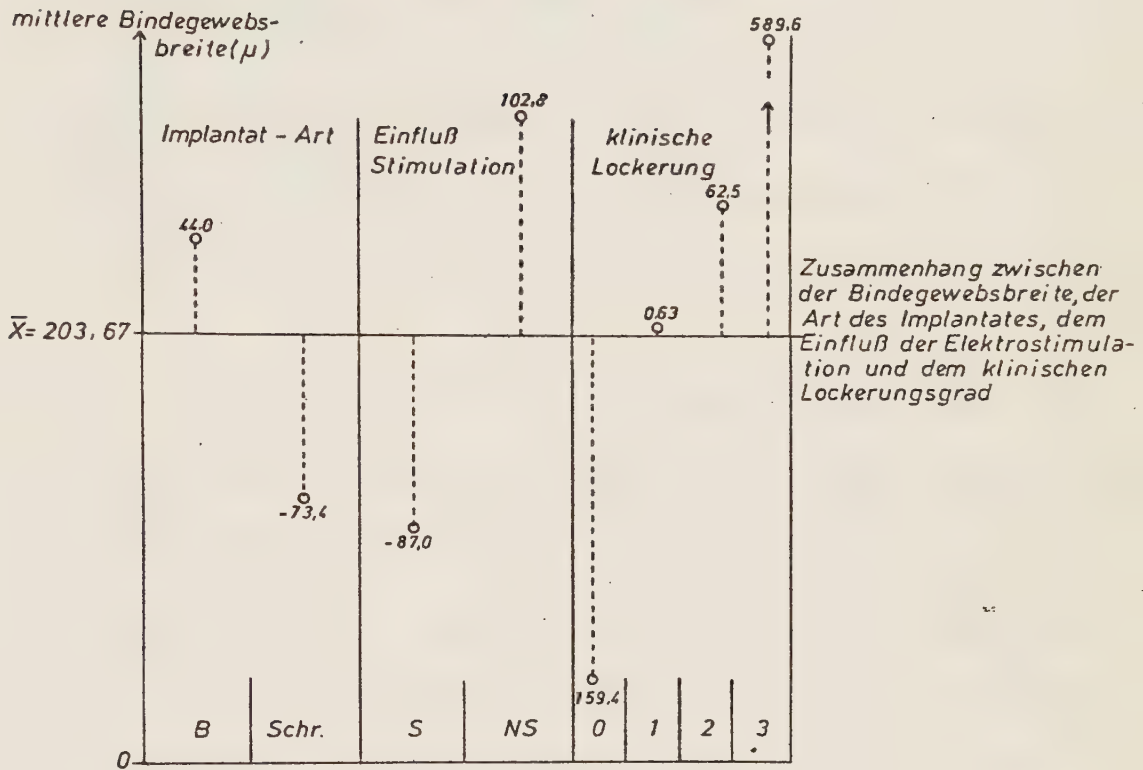


Tabelle 24

15.2.2. Lichtmikroskopie

Die Ergebnisse der Fluoreszenzmikroskopie wurden bei Durchsicht der entkalkten und nach HE, AZAN und MASSON-GOLDNER gefärbten histologischen Schnitte auch lichtmikroskopisch bestätigt.

So zeigten Präparate, bei denen das Implantat bei der klinischen Prüfung als "fest" (Lockerungsgrad 0) bezeichnet wurde, im histologischen Bild nur eine schmal ausgebildete Bindegewebsmembran zwischen Knochen und Implantat.

Abb. 122 - 124 zeigen die histologischen Ergebnisse eines klinisch festen Blattimplantates: Sowohl auf der Übersichtsaufnahme (Abb. 122) als auch auf den Vergrößerungen (Abb. 123 u. 124) ist sichtbar, daß es zwar zu keinem unmittelbaren Kontakt zwischen Implantat und Knochen gekommen ist, daß aber nur eine dünne Bindegewebsmembran Knochen und Implantat gegeneinander abgrenzt. Der über der Blattschulter (Abb. 123) und im Bereich der Blattfenster (Abb. 124) entstandene Knochen besteht im wesentlichen aus Faserknochen, zeigt jedoch beginnende lamelläre Strukturierung.

Tunica propria mucosae und Knochen sind im Bereich der Pfeilerdurchtrittsstelle (Abb. 123) glatt und ohne entzündliche Infiltrationen gegeneinander abgegrenzt. Die Tendenz zu einem Epitheltiefenwachstum ist nicht zu erkennen.

Abb. 122 - 124:

Histologische Befunde bei einem klinisch festen Blattimplantat
(Lockerungsgrad 0) (HE-Färbung)

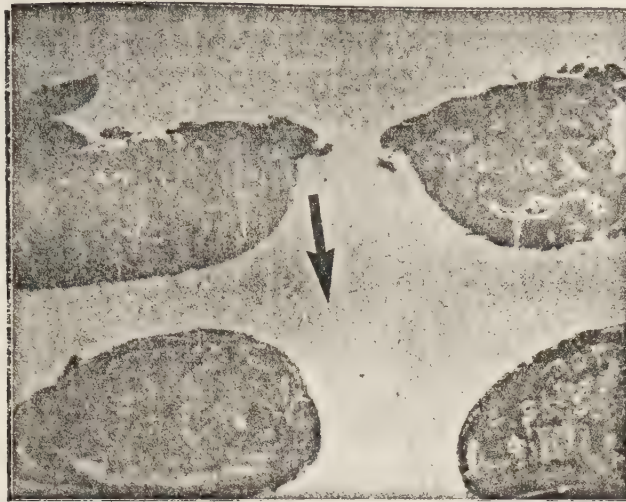


Abb. 122: Teilübersicht
(→) = Bereich des entfernten
Implantates (Vergrößerung
12 : 1)



Abb. 123:
Ausschnittvergröße-
rung von Präp. ent-
sprechend Abb. 12
(Vergrößerung 40:1)

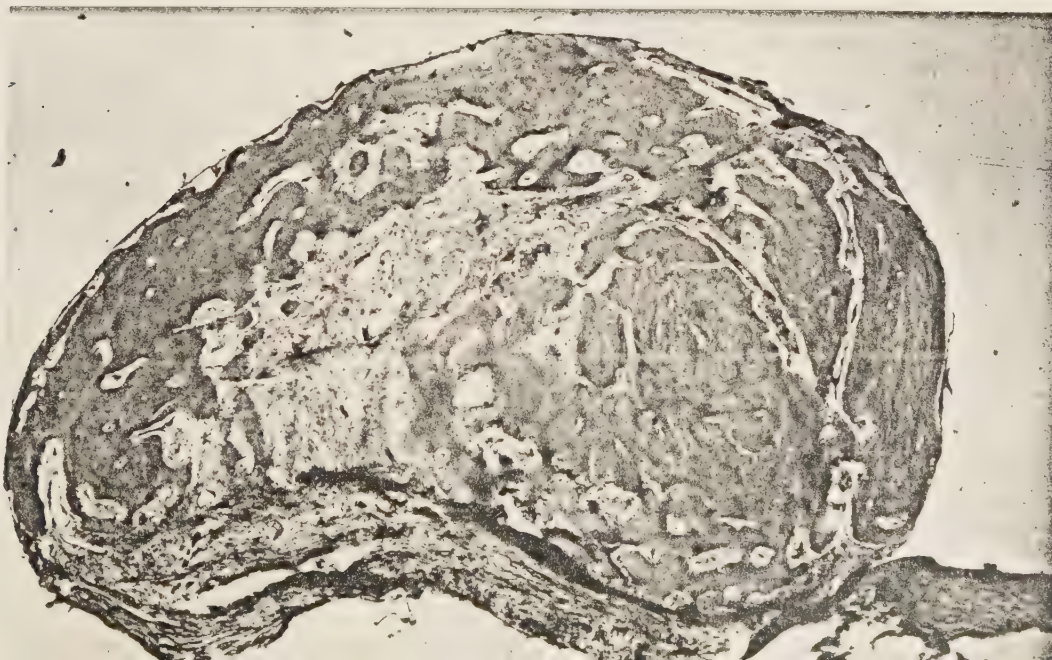


Abb. 124:
Gewebe im Bereich
eines Blattfensters.
Präp. entspr. Abb. 1
(Vergrößerung 40:1)

Feste Schraubenimplantate (Lockerungsgrad 0) zeigten bei der histologischen Untersuchung ebenfalls nur eine dünne Bindegewebslamelle zwischen Knochen und Implantat (Abb. 125 - 127).

Abb. 125 stellt den knöchernen Bereich zwischen dem Gewindegang einer Schraube dar. Die seitliche Abgrenzung des praeexistenten, lamellären Knochens zum neuen, zwischen den Schraubentellern gebildeten Geflechtknochen ist deutlich sichtbar.

Die Vergrößerungen (Abb. 126 u. 127) zeigen, daß die Implantate nur durch einen dünnen Bindegewebssaum vom Knochen getrennt waren. Die Knochenstrukturen lassen den Beginn einer Ausreifung erkennen.

Abb. 125 - 127:

Histologische Befunde bei einem klinisch festen Schraubenimplantat
(Lockerungsgrad 0)

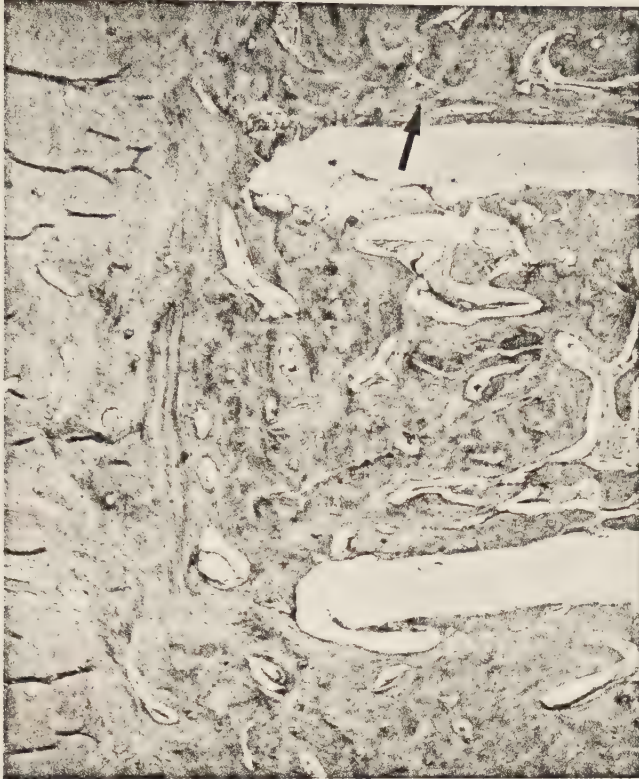


Abb. 125: Gewebe zwischen zwei
Schraubentellern, Azan-Färbung
(Vergrößerung 30 : 1)



Abb. 126: Ausschnittsvergrößerung
(→) von Präp. entspr. Abb. 125
(Vergrößerung 300 : 1)

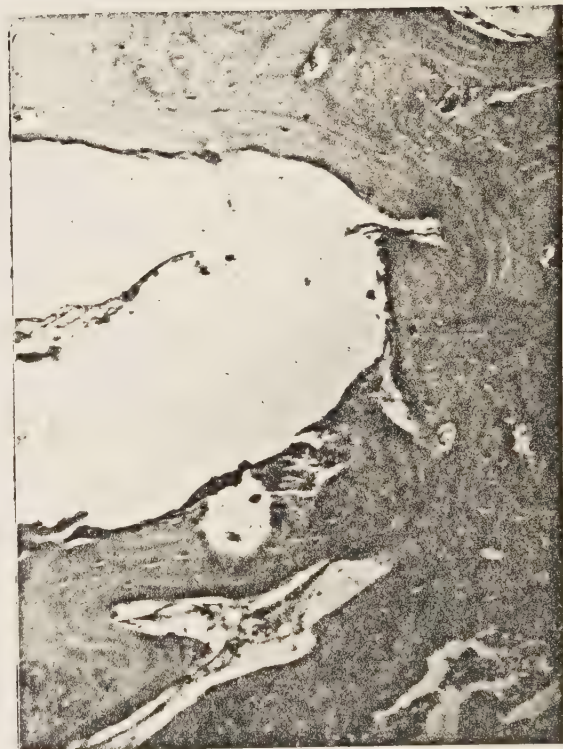


Abb. 127: Gewebe im Bereich der
Tellerspitze einer Tantalsschraube,
HE-Färbung (Vergrößerung 190 : 1)

Bei Blattimplantaten mit einem klinischen Lockerungsgrad von I - II bestanden zwischen dem Implantat und dem Knochen mehr oder weniger breite Bindegewebszonen. Diese waren teilweise von Granulationsgewebe durchsetzt, meistens jedoch weitestgehend frei von entzündlichen Infiltrationen (Abb. 128 - 130).

Die Teilübersicht in Abb. 128 zeigt histologische Verhältnisse, wie sie bei einem klinisch leicht ("fühlbar", "sichtbar") gelockerten Blattimplantat in der Regel anzutreffen sind. Sowohl über der Implantatschulter als auch im Bereich der Implantatfenster findet sich geflechtartiger Knochen, der jedoch vom Implantat durch eine breite Bindegewebschicht getrennt ist.

Die Ausschnittvergrößerung Abb. 129 zeigt einen kompakten Knochenkern im Bereich eines Implantatfensters, der von einer gleichmäßig dicken Schicht kollagener Bindegewebsfasern umgeben ist.

Abb. 130 zeigt als Ausschnittvergrößerung aus Abb. 129 (→) die schichtenförmige Anordnung der kollagenen Fasern und ihre typische Verlaufsform parallel zur Implantatoberfläche.

Abb. 128 - 130:

Histologische Befunde bei einem Blattimplantat mit klinischem Lockerungsgrad I - II (Färbung nach MASSON-GOLDNER)

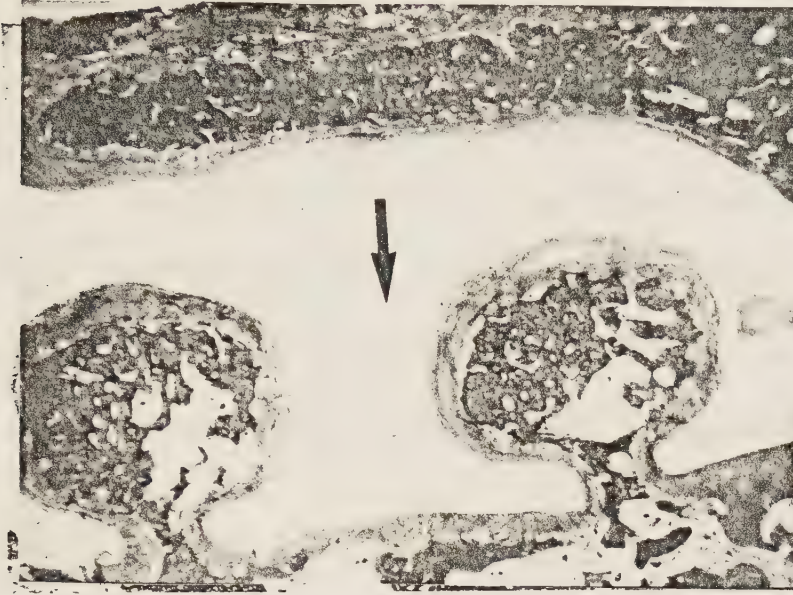


Abb. 128: Teilübersicht

(→) = Bereich des entfernten Implantates

(Vergrößerung 12 : 1)

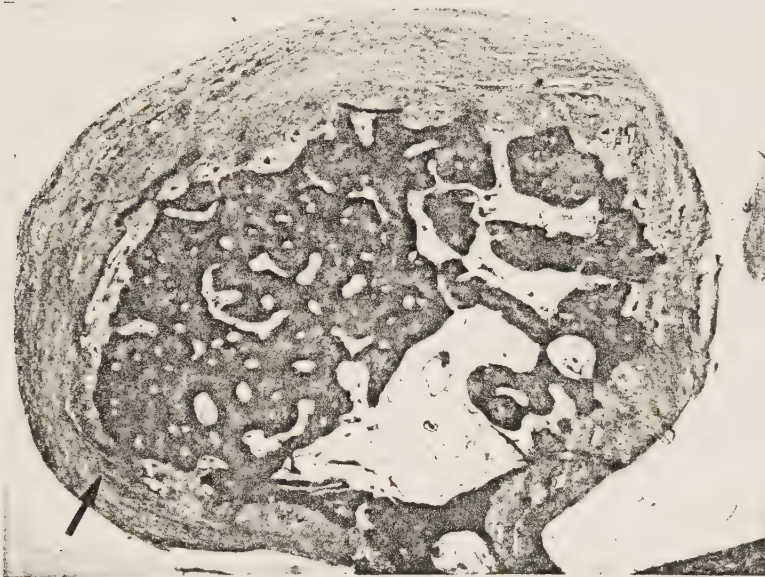


Abb. 129: Ausschnittsvergrößerung von Präp. entsprechend Abb. 128

(Vergrößerung 40 : 1)

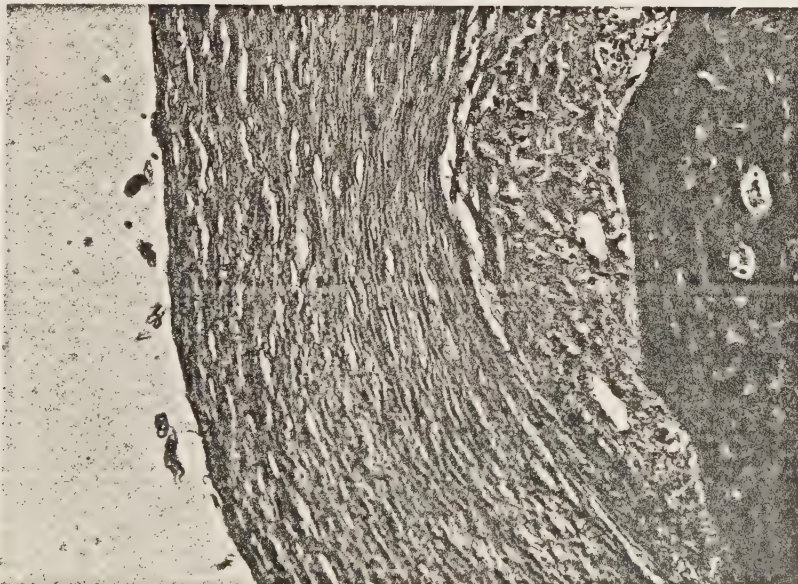


Abb. 130: Ausschnittsvergrößerung von Präp. entsprechend Abb. 129 (→). Schichtenförmige Anordnung kollagener Fasern parallel zur Implantatoberfläche

(Vergrößerung 150 : 1)

Die Abb. 131 - 134 stellen histologisch Gewebe-Situationen dar, wie sie bei Blatt- und Schraubenimplantaten mit einem Lockerungsgrad III anzutreffen ist. Bei Blattimplantaten befinden sich bei dieser fortgeschrittenen Lockerung über der Implantatschulter in der Regel keine Knochenbildungen. Zwar können die Implantatfenster noch eine teilweise knöcherne Durchbauung aufweisen (Abb. 131), das histologische Bild ist jedoch zum größten Teil von - mehr oder weniger entzündlich infiltrierten - Bindegewebsstrukturen geprägt.

Abb. 131 zeigt in der Teilübersicht ein Präparat nach Entfernung des Blattimplantates (klinischer Lockerungsgrad des Blattes = III). Die Ausschnittvergrößerungen Abb. 132 und Abb. 133 (Gewebe im Bereich einer Schraubenwindung bei klinischem Lockerungsgrad III der Schraube) verdeutlichen die massiven bindegewebigen, von Granulationsgewebe teilweise durchsetzten, Einscheidungen der Implantate.

Abb. 131 - 134:

Histologische Befunde bei Blatt- und Schraubenimplantaten mit einem klinischen Lockerungsgrad III (Färbung nach MASSON-GOLDNER)

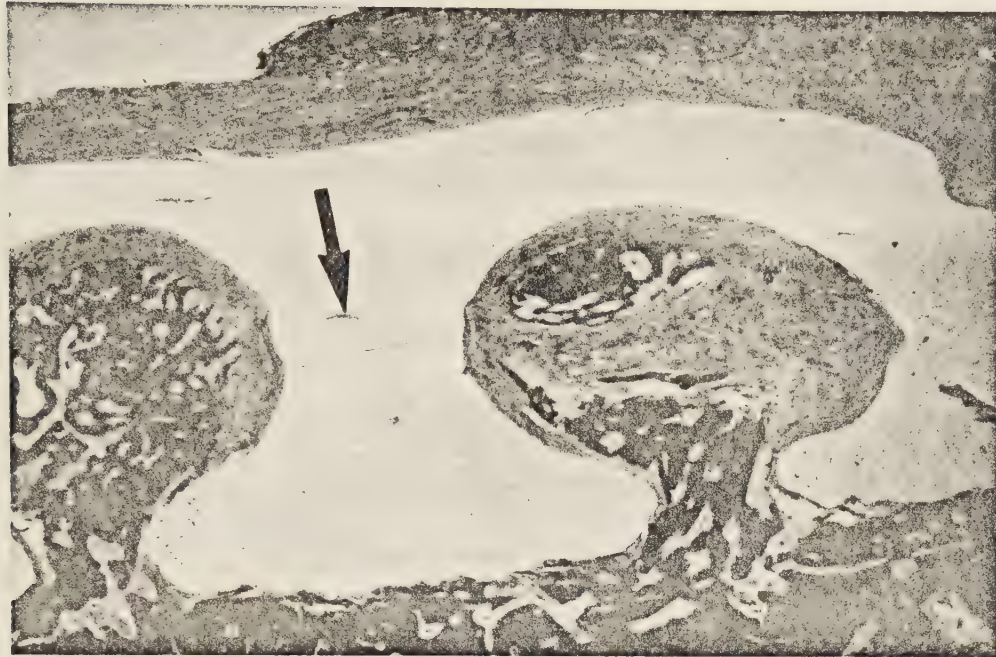


Abb. 131: Teilübersicht

(→) = Bereich des entfernten Implantates

(Vergrößerung 16 : 1)

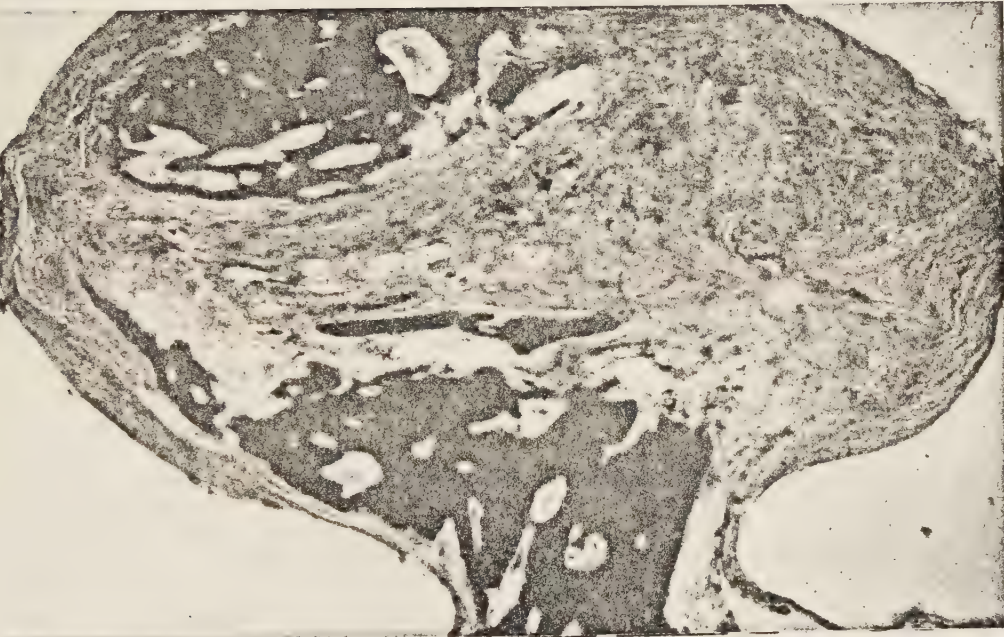


Abb. 132: Ausschnitts-

vergrößerung von Präp. entsprechend Abb. 131

(Vergrößerung 40 : 1)

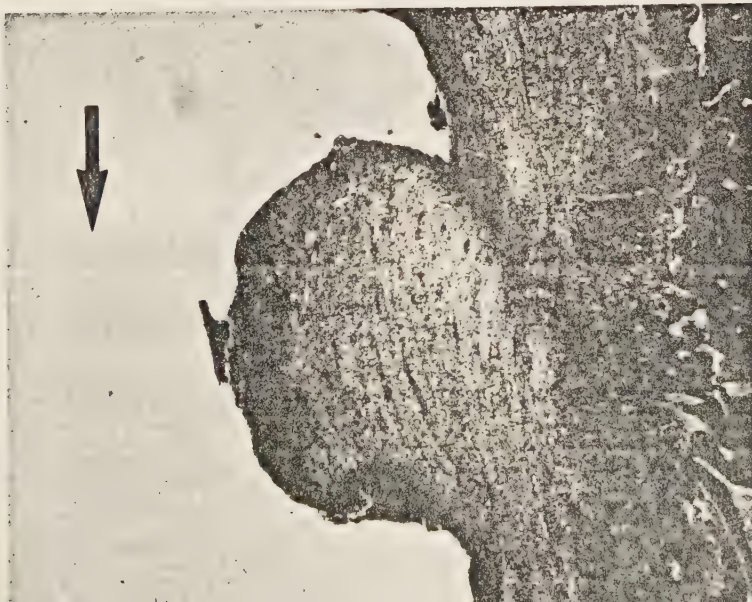


Abb. 133: Gewebe im

Bereich einer Schraubenwindung. (→) Bereich des entfernten Implantates

(Vergrößerung 120 : 1)

16. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde durch einen experimentellen Tierversuch (12 Beagle) abzuklären versucht,

1. ob die knöcherne Einheilung enossaler Implantate durch die Stimulation der Osteogenese mit Hilfe magnetischer und elektrischer Wechseleffekte positiv zu beeinflussen ist,
2. ob ein Zusammenhang besteht zwischen dem Lockerungsgrad von enossalen Blatt- und Schraubenimplantaten und der Ausbildung von Bindegewebsmembranen zwischen Implantat und Knochen.

ad 1

Die klinische und experimentelle Forschung über die Korrelation: Knochen - Elektrizität hat in den letzten 20 Jahren unterschiedliche Methoden erarbeitet und verschiedene Wege beschritten.

In erster Linie wurde versucht, durch Applikation von Gleichstrom (Kap. 13.3) die Osteogenese sowohl qualitativ als auch quantitativ positiv zu beeinflussen. Die Ergebnisse mit Gleichstrombehandlungen müssen jedoch bisher zusammenfassend als negativ bezeichnet werden. So kam es zwar bei fast allen Untersuchungen zu Knochenbildungen im stimulierten Gewebe an der Kathode, an der Anode wurden jedoch häufig osteolytische und entzündliche Reaktionen festgestellt.

Als Gründe für diese bei Gleichstrombehandlungen typischen Ergebnisse wurde von BASSETT (1964) Ionenwanderungen (Ca^{2+} , PO_4^{3-} und OH^- Ionen) zwischen Anode und Kathode, die eine Knochenregeneration im Bereich der

Kathode, eine Osteolyse im Bereich der Anode nach sich ziehen sollten, verantwortlich gemacht. Von PETERS et al (1977) wurden bei dc-Potentialen Änderungen des Membranpotentials und damit Änderungen der Erregbarkeit der Zellen im An- und Katelektrotonus diskutiert. Von ZIMMER (1973) wurde angenommen, daß es durch den Gleichstrom an den Elektroden zu einer elektolytischen Polarisation und zu veränderten Leitwerten komme, BEIER (1972) hielt bei Gleichstromdurchgang durch eine Zelle eine Desintegration des Protoplasmas und damit eine Zellschädigung für möglich. Eine befriedigende Erklärung dieser für die Applikation von dc-Potentialen typischen Phänomene konnte jedoch bis heute nicht gegeben werden.

In dem von uns durchgeführten Tierexperiment wurde - anstelle von Gleichstrom - mit Hilfe unterschwelliger Wechselströme in Größenordnungen des physiologischen Funktionspotentials versucht, die knöcherne Einheilung enossaler Implantate positiv zu beeinflussen. Dabei wurde nach einem von KRAUS (1972, 1974) angegebenen Verfahren vorgegangen, das für die spezielle Anwendung im Kieferbereich hinsichtlich der Verfahrenstechnik modifiziert wurde: mit Hilfe eines in einer Kieferspule entwickelten pulsierenden Magnetfeldes wurde auf induktivem Wege - und damit auch drahtlosem Wege - ein elektrisches Wechsellpotential (60 mV/cm , $20\text{-}25 \text{ Micro-Ampere}$) zwischen zwei enossalen Implantaten erzeugt. Die Implantate selbst bildeten dabei die Elektroden (Kap. 14.2.1.).

Als Bezugsgröße zur Beurteilung eines positiven bzw. negativen Effektes dieser elektromagnetischen Behandlung wurde die Bindegewebsbreite zwischen Implantat und Knochen gewählt. Diese wurde sowohl bei Schrauben- als auch

Blattimplantaten an genau definierten Stellen gemessen. Dabei erwies sich die von uns durchgeführte histologische Aufbereitung der implantattragenden Knochenpräparate (Kunststoffeinbettung, Fluoreszenzmikroskopie bei vorausgegangener polychromer Sequenzmarkierung) als zweckmäßig.

Bei der einfachen Varianzanalyse der ermittelten Meßergebnisse ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den mittleren Bindegewebsbreiten elektrostimulierter Implantate und den Kontrollimplantaten. So zeigten die elektrostimulierten Implantate eine mittlere Bindegewebsbreite von $116,6 \mu\text{m}$, die nicht-stimulierten Implantate einen Mittelwert von $306,5 \mu\text{m}$. Im direktem Zusammenhang damit stand der bei elektrostimulierten Implantaten geringere Lockerungsgrad der Implantate. Auch hier konnte bei der einfachen Varianzanalyse ein signifikanter Unterschied zwischen dem mittleren Lockerungsgrad stimulierter und nicht stimulierter Implantate festgestellt werden (Tab. 22).

Insgesamt kann auf der Grundlage des durchgeführten Tierexperiments dem von KRAUS entwickelten Verfahren der elektromagnetischen Wechselstromapplikation eine positive Beeinflussung der knöchernen Regeneration und hier, im speziellen Falle, der knöchernen Einheilung enossaler Implantate zugesprochen werden. Unsere Ergebnisse stimmen damit generell mit Erfahrungen überein, die mit dieser Art der elektrischen Therapie sowohl tierexperimentell (LECHNER 1973, ZIMMER 1973, STUHLER et al 1978) als auch klinisch (LECHNER 1973, 1974, WILLEN et al 1974, TÄGER 1975, RASCHKE und HILLER 1976, FELDMEYER et al 1976, WIENDL und STRIEGEL 1978, SCHRÖTER 1978 u.a.) in orthopädischen und chirurgischen Kliniken bei

unterschiedlichen Krankheitsgeschehen gemacht werden konnten.

Wenn auch BLÜMLEIN et al (1977) und STRÜMER et al (1977) im Tierexperiment keinen positiven Effekt des KRAUS'schen Verfahrens bei der Behandlung verzögerter Frakturheilungen und infizierter Defektpseudarthrosen sahen, so erlauben doch die bisher publizierten Ergebnisse - nach unserer Meinung - insgesamt eine positive Beurteilung des von KRAUS angegebenen Verfahrens.

Wie es im einzelnen zu einem positiven Effekt auf die Osteogenese bei Applikationen der magnetischen und elektrischen Potentiale kommt, kann bisher nur hypothetisch beantwortet werden.

ZIMMER nimmt an, daß es aufgrund des Dipolverhaltens von Gefäß-endothelzellen, von Knochen- und Bindegewebszellen, sowie auch von Zellorganellen (Golgi-Apparat, endoplasmatisches Reticulum u.s.w.) im elektromagnetischen Wechselfeld zu einer Schwingung der Dipole und damit zu einer dynamischen Veränderung der Zelleistung im Sinne einer Leistungssteigerung kommt. Im elektrischen Gleichfeld kommt es im Gegensatz dazu nach seiner Meinung zu einer Ausrichtung und Anhäufung der Zellen unter der Kathode oder Anode und damit zum Zustand einer starren Fixation mit Abnehmen der Syntheseraten und der Enzymaktivitäten.

BASSETT et al (1964) glaubten, daß es im elektrischen Wechselfeld zu einer Vermehrung von Mesenchymzellen und Osteoblasten kommt und daß generell die Mitoseraten durch Elektroeize beschleunigt würden.

KRAUS (1974) differenziert zwischen der Wirkung des magnetischen und des elektrischen Feldes. Er glaubt, daß die Magnetfelder die Sauerstoffdiffusion in die Zelle und damit die Bildung vaskularisierten Bindegewebes unterstützen, während die Mineralisation - nach seiner Meinung - ein elektro-phoretischer Prozeß ist, der von den elektrischen Potentialen bei seinem Verfahren intensiviert wird.

Klare Modellvorstellungen über die Beeinflussung der Osteogenese durch elektro-magnetische Wechselepotentiale sind bisher jedoch noch nicht entwickelt worden. Dies wird weiteren bio-physikalischen Untersuchungen vorbehalten bleiben.

ad 2

Eine weitere Fragestellung des experimentellen Teils dieser Arbeit bestand darin, Zusammenhänge aufzuklären, zwischen der klinischen Beweglichkeit von Schrauben- und Blattimplantaten und der Ausbildung von Bindegewebsmembranen im jeweiligen Implantatlager.

Grundsätzlich konnte bei allen Implantaten eine mehr oder weniger breite Bindegewebsmembran zwischen Implantat und Knochen festgestellt werden. Die Bindegewebsbreiten der Implantate variierten entsprechend ihrem klinischen Lockerungsgrad. So betrug die mittlere Bindegewebsbreite bei Implantaten mit:

Lockerungsgrad 0 = 44,2 μm

Lockerungsgrad I = 204,3 μm

Lockerungsgrad II = 266,25 μm

Lockerungsgrad III = 793,29 μm

Die mittlere Bindegewebsbreite lag - alle vermessenen Implantate zusammengefaßt - bei $203,6\ \mu\text{m}$. Dabei konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Schrauben- und Blattimplantaten festgestellt werden.

Die etwa gleich großen Werte der mittleren Bindegewebsbreite für den Lockerungsgrad I ($204,3\ \mu\text{m}$) und für Lockerungsgrad II ($266,2\ \mu\text{m}$) erklären sich aus der klinisch schwierigen Abgrenzung des I. und II. Lockerungsgrades (fühlbar = I, sichtbar = II).

In der Literatur wurden bisher Werte für Bindegewebsbreiten von GREENE = $0,4-0,5\ \text{mm}$ (zit. nach LINKOW et al 1970), BODINE und MOHAMMED (1970) = $0,2 - 0,5\ \text{mm}$, PICTON et al (1974) = $200 - 900\ \mu\text{m}$ und REICHARD et al (1977) = $0,3-4\ \text{mm}$ (Tierversuch an Hunden) angegeben.

Unsere im Mittelwert etwas günstigeren Ergebnisse führen wir einmal zurück auf die Auswirkung der Elektrostimulation (die nicht stimulierten Implantate zeigten einen Mittelwert von $306,5\ \mu\text{m}$ im Mittelwert), aber auch auf die korrekt durchgeführte prothetische Versorgung der im UK-Seitenzahnbereich der Hunde eingegliederten Implantate. Aufgrund der klinischen Erfahrungen am Patienten, daß für den Erfolg mit enossalen Implantaten die unmittelbar postoperative Schienung von wesentlicher Bedeutung ist, wurden auch die Implantate im Tierexperiment - vom Moment des Einbringens an - über Brücken geschient und somit im Rahmen des Möglichen ruhiggestellt und vor überschwelligem Belastungen geschützt.

Unsere histologischen Untersuchungen zeigten, daß es durchaus möglich ist, Schraubenimplantate und Blattimplantate fest im Knochen zu verankern.

Dieses wird auch aus dem mittleren Lockerungsgrad aller Implantate von 0,98 sichtbar, ein Wert der, auf den natürlichen im Desmodent verankerten Zahn bezogen, einer "fühlbaren" Lockerung eines Zahnes entspricht.

Histologisch konnten sowohl bei stimulierten als auch bei nicht stimulierten Implantaten Knochenbildungen in Richtung auf das Implantat (Abb.134) und bei Blattimplantaten eine knöcherne Durchbauung der Implantatfenster festgestellt werden. Bei klinisch festen Blattimplantaten zeigte sich, daß etwa 6 Wochen nach der Einbringung der Implantate der chirurgisch gesetzte Knochendeffekt oberhalb der Implantatschulter völlig geschlossen war (Abb.135)

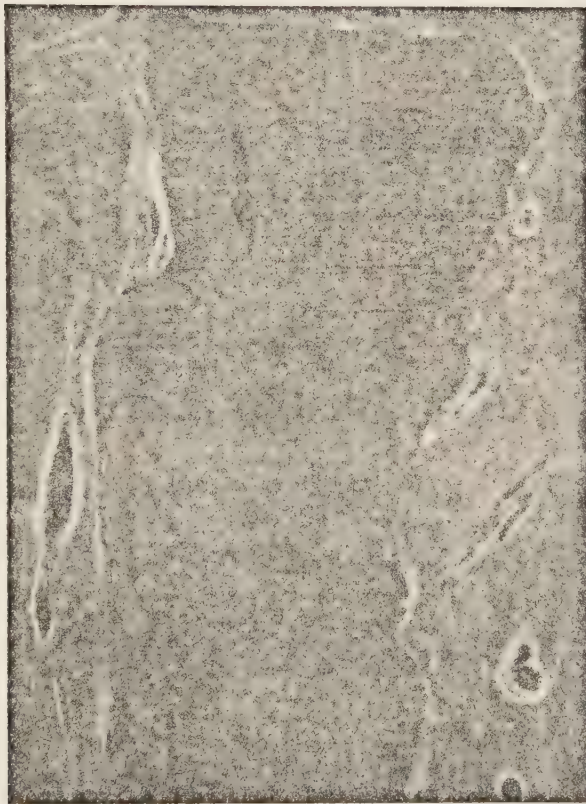


Abb. 134: Anlagerung von neugebildetem Knochen bis direkt an ein Blattimplantat (→) = Implantat, Vergr. 12 : 1

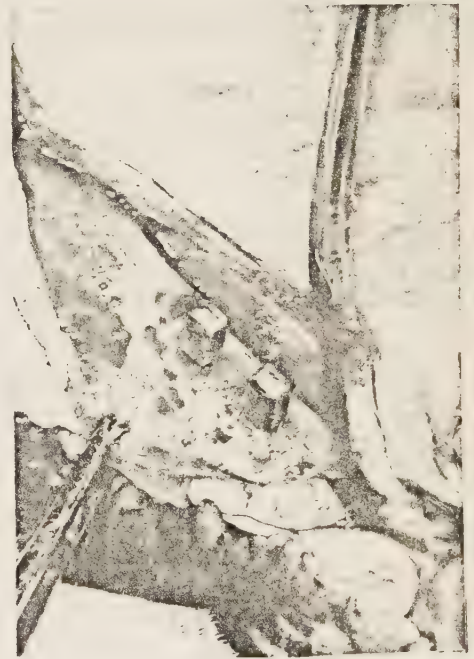


Abb. 135: Knöcherne Überwachung eines Blattimplantates. Zustand 6 Wochen post. op.

Bei diesen günstigen Ergebnissen muß natürlich die ausgesprochene Regenerationsfähigkeit des Kieferknochens bei Hunden berücksichtigt werden. Auf den Menschen lassen sich deshalb diese Ergebnisse nicht ohne weiteres übertragen.

Diese knöcherne Überwachung der Implantatschultern war bei Blattimplantaten mit einem Lockerungsgrad von 0 und I aber auch bei Lockerungsgrad II feststellbar.

Blattimplantate mit Lockerungsgrad III wiesen dagegen über der Implantatschulter keine Knochenneubildungen auf.

In den Blattfenstern verdrängte ebenfalls das Bindegewebe mit zunehmendem Lockerungsgrad der Implantate die knöcherne Substanz (Abb. 131).

Hinsichtlich der Knochenlagerung an das Metall konnten wir keinen wesentlichen Unterschied zwischen Blatt- und Schraubenimplantaten feststellen.

Auch bei Schraubenimplantaten war (im Gegensatz zur Darstellung von JACOBS (1974)) eine aktive Knochenneubildung in Richtung auf das Implantat feststellbar (Abb. 136 und 137).

Bevorzugter Ort dieser Knochenneubildung war bei Tantalschrauben der Winkel zwischen Gewindeteller und Schraubenachse. Diese Beobachtung entspricht histologischen Ergebnissen bei Tantalschraubenimplantaten von



Abb. 136: Mineralisation im Bereich einer Schraubenwindung bis dicht an das Implantat (→) = Implantat (Vergrößerung 50 : 1)



Abb. 137: Knochenneubildung (Osteoid-Faserknochen) im Bereich einer Schraubenwindung (→) = Implantat HE-Färbung, Vergrößerung 50 : 1

ROLFFS et al (1977) sowie spannungsoptischen Untersuchungen von RANDZIO (1977). RANDZIO hatte im spannungsoptischen Bild nachgewiesen, daß im Winkel zwischen Schraubenteller und Schraubenkern bei Belastung der Schrauben in allen Belastungsrichtungen eine auffallend geringe Beanspruchung stattfand.

Grundsätzlich muß davon ausgegangen werden, daß es bei Schrauben- und Blattimplantaten aufgrund der Mikrobewegungen (Relativbewegungen nach RAHN 1976) zwischen Implantat und Knochen (unterschiedlicher E-Modul von Knochen und Implantaten) immer zur Ausbildung einer Bindegewebsmembran zwischen Implantat und Knochen kommen muß.

Diese Bindegewebsschicht wird von einigen Autoren positiv diskutiert, von einigen wird ihr sogar die Funktion einer Desmodontalmembran zugesprochen. So beobachteten HODOSH et al (1970), BABBUSCH (1972), LINKOW (1970) und auch JAHN et al (1975) eine funktionelle Ausrichtung der Bindegewebsfasern und eine schlingenartige Verlaufsform der kollagenen Fasern in Belastungsrichtung.

Die histologischen Ergebnisse unserer Untersuchung konnten die Auffassung einer pseudo-desmodontalen Strukturierung des Bindegewebes im Implantat-lager insgesamt nicht bestätigen. Es verliefen in allen Fällen die kollagenen Fasern zwischen Implantat und Knochen nicht horizontal im Sinne eines den Sharpey'schen Fasern entsprechenden Aufhängesystems, sondern sie waren parallel und konzentrisch um die jeweilige Implantatoberfläche angeordnet. Der Aufbau des Bindegewebes entsprach Verhältnissen wie sie auch bei reizlosen Narbenbildungen gegeben sind (WUNDERER 1972).

Die durchgeführten Beweglichkeitsmessungen, bei denen für jeden klinischen Lockerungsgrad von Schrauben- und Blattimplantaten typische Kurvenverläufe ermittelt wurden, könnten jedoch aufgrund der verzögerten Rückstellung von Implantaten mit einem Lockerungsgrad I und II (bei einer mittleren Bindegewebsbreite von 0,2 - 0,3 mm) dafür sprechen, daß das umgebene Bindegewebe zumindest einen gewissen Dämpfungseffekt auf die Bewegung der Implantate ermöglicht.

In wie weit das konzentrisch angeordnete Bindegewebe funktionelle Aufgaben des natürlichen Desmodonts (Stoßdämpfungseffekt, Kraftübertragung auf den

Knochen, Schutz vor Überbelastungen) ersetzen kann, ist bisher nicht geklärt. Das Fehlen eines komplexen Blutgefäßsystems als hydraulischer Stoßdämpfer, die Verlaufsform kollagener Fasern parallel zur Implantatoberfläche und das Fehlen nervöser, bei Überbelastungen Schmerzen auslösender Strukturen lassen darauf schließen, daß die Bindegewebsmembran zwischen Implantat und Knochen eine Desmodontalfunktion im echten Sinne nicht übernehmen kann. Solange die Belastungen - in Abhängigkeit zum jeweiligen Schwellenwert des Individuums - unterschwellig bleiben, ist jedoch einem reizlos und in geringeren Schichtstärken dem Implantat anlagernden Bindegewebe eine abpuffernde Wirkung auf die angreifenden Kräfte zuzusprechen.

Neben den funktionellen Interaktionen, die bei der Entstehung der Bindegewebsmembran sicherlich die primäre Rolle spielen, muß für die Ausbildung von Bindegewebe zwischen Implantat und Knochen auch an die chemischen Beziehungen zwischen Implantat und Lagergewebe gedacht werden. In unserem Versuch maßen wir dem Material (Titan, Tantal) keine entscheidende Bedeutung für die Auslösung bindegewebiger Gewebsreaktionen bei, da sich die Untersuchungen über einen relativ kurzen Zeitraum (6 Wochen) erstreckten. Es darf angenommen werden, daß in diesem Zeitraum keine wesentlichen Oberflächenveränderungen an den Metallimplantaten im Sinne einer Korrosion auftraten. JACOBS (1974) konnte 1974 bei rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen sogar zeigen, daß auch bei einer einjährigen Tragezeit eines Titanimplantates keine Korrosionserscheinungen an der Implantatoberfläche feststellbar waren.

Zur Abklärung der Frage, ob durch die Verwendung der Implantate als Elektroden Oberflächenveränderungen durch Ionenaustritt stattfinden würden, ließen wir vor der Implantation, und (bei entkalkten Präparaten) auch nach Entfernung der Implantate aus den Knochensegmenten von der Implantatoberfläche rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen anfertigen (Abb. 138-140). Die abgebildeten Oberflächenstrukturen von Blattimplantaten zeigen einen gewissen Unterschied zwischen Implantaten vor und nach 6-wöchiger Tragezeit, dagegen keinen wesentlichen Unterschied zwischen stimulierten und nicht stimulierten Implantaten.

Zu genauen Abklärungen dieser Fragen wären jedoch analytische Untersuchungen der Metalloberflächen notwendig.

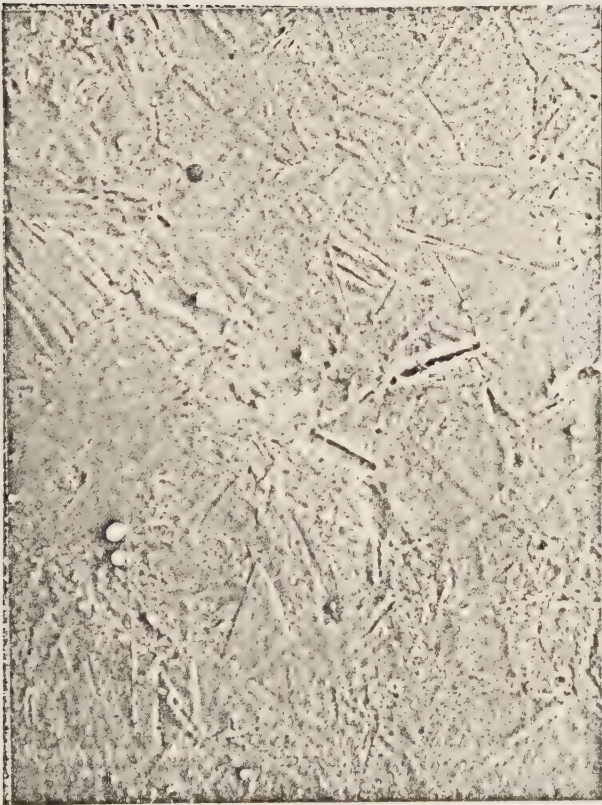


Abb. 138: Enossaler Anteil eines Blattimplantates aus Titan (Vergrößerung 500 : 1) (unbenutzt)



Abb. 139: Enossaler Anteil eines Blattimplantates aus Titan nach 6-wöchiger Liegezeit im Knochen - ohne Elektrostimulation (Vergrößerung 500 : 1)



Abb. 140: Enossaler Anteil eines Blatt-
implantaten aus Titan nach 6-wöchiger
Liegezeit im Knochen - mit Elektro-
stimulation (Vergrößerung 500 : 1)

17. ZUSAMMENFASSUNG

Die enossale Implantologie spielt eine zunehmend starke Rolle in der Zahnheilkunde.

Diese Tatsache wurde zum Anlaß genommen, das umfangreiche Schrifttum zur Thematik der enossalen Implantologie zu sichten und die derzeit propagierten Systeme sowie die Ansichten über die Indikation zum Implantat, die heute empfohlenen prothetischen Behandlungsmaßnahmen und die aktuellen Erkenntnisse der die enossale Implantologie betreffenden Werkstoffkunde zusammenzustellen.

Im ersten klinischen Teil der Arbeit wird auf das praktisch klinische Vorgehen bei prothetisch-implantologischen Behandlungen an der Kieferklinik Düsseldorf eingegangen. Es werden die bisherigen Ergebnisse bei 124 derartigen Behandlungen, die in den Jahren 1970 bis 1978 vom Verfasser durchgeführt wurden, vorgestellt und diskutiert.

Der zweite tierexperimentelle Teil der Arbeit beschäftigt sich mit Fragen der Einheilung enossaler Implantate im Kiefer unter Kaufunktion und Elektrostimulation. Dabei kam das von KRAUS (1972) angegebene Verfahren der Stimulation der Osteogenese durch unterschwellige magnetische und elektrische Wechsellpotentiale zur Anwendung.

Die Bindegewebsbreiten zwischen Implantat und Knochen waren bei stimulierten Implantaten signifikant schmäler als bei nicht-stimulierten. Ebenfalls waren die Lockerungsgrade der stimulierten Implantate signifikant geringer als die der nicht-stimulierten.

Es wurde weiterhin versucht, Zusammenhänge aufzuklären zwischen der klinischen Beweglichkeit eines Implantates und der Breite der Bindegewebsmembran. Den verschiedenen klinischen Lockerungsgraden (0 - III) konnten definierte Bindegewebsbreiten histologisch zugeordnet werden.

18. DANKSAGUNG

Mein Dank gilt allen, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

Es ist mir ein besonderes Anliegen an dieser Stelle meinem verehrten Chef und Lehrer, Herrn Prof. Dr. H. Böttger, Direktor der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität Düsseldorf, für seine großzügige und verständnisvolle Unterstützung während der letzten Jahre zu danken.

Frau I. Hendle gilt mein Dank für die große Hilfe und wertvollen Hinweise bei der Vorbereitung und Durchführung der Tierexperimente.

Frau U. Betzner und Frau Vierkötter danke ich herzlich für den unermüdlichen Einsatz bei der Herstellung der histologischen Schnitte und der fotografischen Arbeiten.

Herrn Privatdozent Dr. Dr. P. Tetsch (Zahn-, Mund- und Kieferklinik der Universität Münster, Direktor Prof. Dr. Becker) möchte ich herzlich danken für viele wertvolle Hinweise bei der Auswertung der histologischen Ergebnisse.

Herrn Dr. Th. Kerschbaum (Zahn-, Mund- und Kieferklinik der Universität Köln, Direktor Prof. Dr. Voß) danke ich für die statische Auswertung der Meßergebnisse in der Datenverarbeitungsanlage der Universität Köln.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Dr. W. Plöger, Firma Henkel-Düsseldorf, für die Herstellung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen.

Die durchgeführten Tierexperimente wurden finanziert aus Mitteln der

Deutschen Forschungsgemeinschaft

und des

Ministeriums für Wissenschaft und Forschung

des Landes Nordrhein-Westfalen

Schulter		lat. ob. re.		lat. unt. re.		Basis		lat. ob. re.		lat. unt. li.		Faktor
Präp. 1 re/me	a	1,5	21,24	1	14,16	1,5	21,24	0,5	7,08	0,5	7,08	14,16
	b	1	14,16	6	84,96	1	14,16	1	14,16	1	14,16	14,16
Präp. 3 re/me	a	8	113,28	0,5	7,08	15	212,40	3	43,48	0,5	7,08	14,16
	b	40	566,40	30	424,80	1	14,16	40	566,40	2	28,32	14,16
Präp. 4 re/di	a	5	45,15	15	135,45	7	63,21	70	632,10	2	18,06	9,03
	b	15	135,05	3	69,12	6	138,24	45	1036,80	4	92,16	23,04
Präp. 5 re/me	a	6	54,18	15	135,45	3,5	31,61	1	9,03	25	225,75	9,03
	b	40	921,60	4	92,16	7	161,28	25	576,00	2	46,08	23,04
Präp. 6 re/di	a	0,5	7,08	0,5	7,08	0,5	7,08	0,5	7,08	0,5	7,08	14,16
	b	0,5	7,08	1	14,16	0,5	7,08	0,5	7,08	1	14,16	14,16
Präp. 6 li/di	a	1,5	21,24	1,5	21,24	1	14,16	1	14,16	0,5	7,08	14,16
	b	2	28,32	1,5	21,24	0,5	7,08	0,5	7,08	0,5	7,08	14,16
Präp. 6 li/me	a	2	18,07	7	63,21	4	36,12	1,5	13,55	2	18,06	9,03
	b	1,5	13,55	2	18,06	2	18,06	1,5	13,55	2	18,06	9,03

		Schulter	lat. ob. re.		lat. unt. re.		Basis		lat. ob. re.		lat. unt. li.		Faktor
Blattimplantat - stimuliert													
Präp. 10 re/di	a	80	1132,80	20	283,20	1	14,16	1	14,16	1	14,16	2,5	35,40
	b	70	991,20	20	283,20	4	56,64	3	42,48	1	14,16	2	28,32
Blattimplantat - nicht stimuliert													
Präp. 2 re/me	a	40	566,40	25	354,00	20	283,20	20	283,20	15	212,40	20	283,20
	b	45	637,20	15	212,40	5	70,80	5	70,80	7	99,12	35	495,60
Präp. 2 li/me	a	4	92,16	7	161,28	25	576,00	25	576,00	6	138,24	6	138,24
	b	2	46,08	6	138,24	4	92,16	25	576,00	4	92,16	6	138,24
Präp. 7 re/me	a	30	691,20	15	135,45	20	460,80	40	921,60	20	460,80	35	580,04
	b	80	1843,20	36	829,44	31	714,24	26	599,04	25	576,00	25	576,00
Präp. 7 li/di	a	20	460,80	52	1198,08	42	967,68	50	1152,00	44	1013,76	46	1059,84
	b	18	414,72	22	506,88	42	967,68	90	2073,60	21	483,84	37	852,48
Präp. 8 li/di	a	16	368,64	11	253,44	15	345,60	15	345,60	14	322,56	12	276,48
	b	20	460,80	15	345,60	7	161,28	7	161,28	6	138,24	2	46,08
Präp. 8 re/me	a	2	28,32	1,5	21,24	1	14,16	0,5	7,08	1,5	21,24	1	14,16
	b	5	70,80	1	14,16	0,5	7,08	1	14,16	0,5	7,08	0,5	7,08
Präp. 9 li/me	a	30	691,20	29	668,16	10	230,40	10	230,40	23	529,92	3	69,12
	b	30	691,20	24	552,96	12	276,48	9	207,36	15	345,60	14	322,56

Schraubenimplantate – stimuliert – Messungen der Bindegewebsbreite (Protokoll)

		oberhalb 1.			unterhalb 1.			oberhalb 3.			unterhalb 3.			oberhalb			unterhalb			Faktor
		Schraubenw.			Schraubenw.			Schraubenw.			Schraubenw.			bas. Schraub.			bas. Schraub.			
		re	li		re	li		re	li		re	li		re	li		re	li		
Präp. 1 li/me	a	5	2	5	7	8	3	7	100	5	100	100	9,03							
		45,15	18,06	45,15	63,21	72,24	27,09	63,21	903,00	45,15	903,00	903,00	903,00							
	b	5	2	5	7	8	3	7	100	5	100	100	9,03							
		45,15	18,06	45,15	63,21	72,24	27,09	63,21	903,00	45,15	903,00	903,00	903,00							
Präp. 3 li/me	a	4	4	6	6	3	10	10	10	10	10	10	23,04							
		92,16	92,16	138,24	38,24	69,12	230,40	230,40	230,40	230,40	230,40	230,40	230,40							
	b	4	3	6	6	3	10	10	10	10	10	10	23,04							
		92,16	92,16	138,24	38,24	69,12	230,40	230,40	230,40	230,40	230,40	230,40	230,40							
Präp. 4 re/me	a	5	2,5	3	3	10	40	5	15	10	15	15	9,03							
		45,15	22,58	27,09	27,09	90,30	361,20	45,15	135,45	90,30	135,45	135,45	135,45							
	b	2	2	2	2	1	1	2	4	30	3	35	9,03							
		18,06	18,06	18,06	18,06	9,03	9,03	18,06	36,12	270,90	27,09	316,05								
Präp. 5 li/di	a	1,5	1,5	2,5	1	1,5	2	1	18	5	100	100	9,03							
		13,55	13,55	22,58	9,03	13,55	18,06	9,03	162,54	45,15	903,00	903,00	903,00							
	b	1	2	1,5	1	3	1	3	4	4	5	4	9,03							
		9,03	18,06	13,55	9,03	27,09	9,03	27,09	36,12	36,12	45,15	45,15	45,15							

Messungen der Bindegewebsbreite (Protokoll)

		oberhalb 1.		unterhalb 1.		oberhalb 3.		unterhalb 3.		oberhalb		unterhalb		Faktor	
		Schraubenw.		Schraubenw.		Schraubenw.		Schraubenw.		bas.Schraub.		bas.Schraub.			
		li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re		
Schraubenimplantate															
- stimuliert -															
Pröp. 10 li/di	a	2	2	0,5	0,5	3	1	0,5	2	3	5	0,5	2		
		28,32	28,32	7,08	7,08	42,48	14,16	7,08	28,32	42,48	70,80	7,08	28,32	14,16	
	b	0,5	1	3	4	1,5	0,5	1,5	0,5	1,5	1	4	0,5		
		7,08	14,16	42,48	56,64	21,24	7,08	21,24	7,08	21,24	14,16	56,64	6,08	14,16	
Schraubenimplantate															
- nicht stimuliert -															
Pröp. 9 re/di	a	8	7	12	6	20	12	20	10	12	20	7	8		
		113,28	99,12	169,92	84,96	283,20	169,92	283,20	141,60	169,92	283,20	99,12	113,28	14,16	
	b	6	7	20	40	20	10	8	7	6	12	10	8		
		84,96	99,12	283,20	566,40	283,20	141,60	113,28	99,12	84,96	169,92	141,60	113,28	14,16	
	a	40	40	20	10	6	7	8	8	6	8	5	6		
		566,40	566,40	283,20	141,60	84,96	99,12	113,28	113,28	84,96	113,28	70,80	84,96	14,16	
	b	20	20	8	7	12	8	7	7	5	3	4	3		
		283,20	283,20	113,28	99,12	169,92	113,28	99,12	99,12	70,80	42,48	56,64	42,48	14,16	

		oberhalb 1.		unterhalb 1.		oberhalb 3.		unterhalb 3.		oberhalb		unterhalb		Faktor
		Schraubenw.		Schraubenw.		Schraubenw.		Schraubenw.		bas. Schraub.		bas. Schraub.		
		re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	
Schraubenimplantate - nicht stimuliert -														
Präp. 11	re/li	a	6	2	12	3	8	2	20	2	40	7	40	4
			84,96	28,32	169,92	42,48	113,28	28,32	283,20	28,32	566,40	99,12	566,40	56,64
		b	2	22	1,5	1,5	7	7	1,5	1	1	10	2	40
			28,32	311,52	21,24	21,24	99,12	99,12	21,24	14,16	14,16	141,60	28,32	566,40
Präp. 12	li/di	a	2	0,5	1,5	3	3	1,5	0,5	3	2	2	3	5
			28,32	7,08	21,24	42,48	42,48	21,24	7,08	42,48	28,32	28,32	42,48	70,80
		b	3	2	7	2	2	2	1,5	1	2	0,5	3	1
			42,48	28,32	99,12	28,32	28,32	28,32	21,24	14,16	28,32	7,08	42,48	14,16

LITERATURVERZEICHNIS

ABEL, B.:

Die Befestigung implantierten Porzellan-Zahnersatzes
mittels Wipla-Kieferschrauben
Zahnärztl. Rdschau. 22, 869 (1934)

ACKERMANN, R.:

Die Nadelimplantate
Lizenzausgabe Verlag Julien Prelât, Paris
Copyright b D.A.J.O.S., Bremen (1969)

ALBRECHT, J.:

Implantation künstlicher Zähne
Dtsch.Monatschr.Zahnheilk. 12, 524 (1891)

ALBRECHT, J.:

Ein Fall von Implantation
Dtsch.Monatschr.Zahnheilk. 4.150 (1891)

ALLGÖWER, M.:

Osteosynthese und primäre Knochenheilung
Langenbecks Arch.Chir. 308, 423 (1964)

ANDERSON, J., C. ERIKSON:

Piezoelectric properties of dry and wet bone
Natur 227, 491 (1970)

ANDREWS, R.R.:

Prehistoric crania from Central America
Int.Dent.J. 3, 914 (1893)

ANSELL, R.R., J.T. SCALES:

A study of some factors which affect the strength of screws
and their insertion and holding power in bone
J.Biomechanics 1, 279 (1968)

ARMITAGE, J.E., J.R. NATIELLA, G.W.GREENE and M.A.MEENAGHAN:

An evaluation of early bone changes after the insertion of mental
endosseous implants into the jaw of Rhesus monkeys
Oral Surg. 32, 558 (1971)

ARNAUDOW, M.

Gibt es subperiostale Implantate?

Dtsch.zahnärztl.Z. 17, 336 (1962)

ARNAUDOW, M.:

Die Abstützung zahnärztlicher Brücken durch Implantation künstlicher Wurzeln

Zahnärztl.Mitt. 60, 1308 (1970)

ARNAUDOW, M., U.A. GERLICH:

Die enossale Implantationsmethode künstlicher Zahnwurzeln

Zahnärztl. Welt/Reform 81, 313 (1972)

ASCHERL, R.:

Experimentelle Untersuchungen über den elektrischen Widerstand und Leitwert am lebenden und toten Knochengewebe unter physiologischen Bedingungen, sowie nach pathologischen Veränderungen

Med.Diss. München (1976)

AXHAUSEN, G.:

Die allgemeine Chirurgie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Verlag J.F. Lehmann, München u. Berlin (1943)

AXHAUSEN, W.:

Knochenbruchheilung

Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 1527 (1961)

BABBUSH, CH.A.:

Enossale Blattimplantate

Zahnärztl. Prax. 26, 456 (1975)

BABBUSH, CH.A.:

Endosseous blade-vent implantats: a research review.

J. Oral. Surg. 30, 168 (1972)

BABBUSH, CH.A.:

Das Rasterelektronenmikroskop und das enossale Blattimplantat

Oral. Impl. 2, 93 (1974)

BARGMANN, W.:

Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen

Georg Thiene Verlag, Stuttgart 1964

BARKER B.C.W.:

Anatomical considerations when using endodontic
endosseous pins and blad implants
Int. J. Oral. Surg. 21 S. 299 (1976)

BASSETT, C.A.L., R.J. PAWLUK and R.O. BECKER:
Effects of electric current on bone in vivo
Nature (London) 204, 652 (1964)

BASSETT, C.A.L.:
Electrical effects in bone
Sci. Am. 213, 18 (1965)

BASSETT, C.A.L.:
The regulation of bone structure
Med. News, 182, 9, 183, 8 (1966)

BASSETT, C.A.L.:
Bioelectric significane of piezoelectricity
Calc. Tiss. Res. 1, 252 (1968)

BAUMANN, R.
Die technische Verarbeitung von Gewebeproben bei
Untersuchungen der Grenzschicht Knochen-Metall bei
Knochenschrauben
Acta Anat. 84, 562 (1973)

BECKER R.O., C.A.L. BASSETT and C.H. BACHMANN:
Bioelectric factors controlling bone structure
Bone Biodynamics, Boston 1964

BEEK, K.H.:
Kritischer Bericht über Gesamt-, Teil- und Einzelimplantate
Zahnärztl. Welt/Reform 63, 280 (1962)

BEHRENDT, S.E.:
Über Implantation mit Vorstellung zweier Fälle von
eingehheilten künstlichen Zähnen
Dtsch. Monatschr. Zahnheilkd. 9, 262 (1891)

BEHRMANN, St.J., G.F. OGAN:
Implantation of magnets in the jaw to aid denture retention
New York State Dent J. 19, 353 (1953)

BEHRMANN, St.J.:

Implantation: Principles practices and predictions
J.Dent. Med. 10, 116 (1955)

BEIER, W.:

Einführung in die theoretische Biophysik
Stuttgart, (1965), Leipzig (1962)

BENAIM, L., G. ACHARD:

L'implant tubulaire intra - osseux -
Rev. Francaise Odonto-Stomatol, 8 1419 (1961)

BENSON, J.:

Biomedical uses of vitreous carbon. Bioceramics Engineering
in Medicine Symposium
J. Biomed. Mater Res. (2) (1971), 41

BERNIER, J.-L., C.P. CONBY:

Histologic studies on the reactions of alveolar bone to
Vitalium implants
J.Am. Dent. Assoc. 30, 188 (1943)

BLENCKE, B-A., E. PFEIL, H. BRÖMER und H.H.KÄS:

Implantate aus Glaskeramik in der Knochenchirurgie, tierexpe-
rimentelle Untersuchungen
Langenbecks Archiv, Chir. Forum 27 S. 107 (1973)

BLENCKE, B-A., E. PFEIL und H. BRÖMER:

Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen der Reaktion
des Knochens auf glaskeramische Implantate
z. Orthop. 112, 978 (1974)

BLENCKE, B-A., P. ALLETSEE, H. BRÖMER und E. PFEIL:

Untersuchungen über die Reaktion von Weichteilgeweben auf
glaskeramische Implantaten
Arch. orthop. Unfallchir. 82, 184 (1975)

BLOCH, V.B., E. BADEN

Tissue tolerance of metallic implants: Report of a case
J. Am.Dent.Assoc. 83, 856 (1971)

BLÖMER, J., J.J.OESTERN, E.G.UREN, R. ACHINGER,

K.P. SCHMIT-NEUERBURG, H.CREUTZIG und FRÖHLICH:

Verhalten reaktiver Schaftpseudarthrosen des Hunderadius im
elektrischen und elektromagnetischen Wechselfeld

Chir.Forum exp. klin. Forschung, Springer, Berlin/Heidelberg/
New York, 276, (1976)

BLUM, M.A. et MARMANDL:

Piliers artificiels pour la prothese dentaire

Rev. Stomat (1948), Ref. Dtsch. zahnärztl. Z. 5/1202 (1950)

BLÜMLEIN, H., J. MC. DANIEL, W.J. ZIEGLER und S.M. PERREN:

Die Beeinflussung der Pseudarthrosenheilung durch magnetische Wechselfelder in vivo. Chir. Forum exp. klin. Forschung, Springer, Berlin/Heidelberg New York, 281, (1976)

BODINE, R.L. and R.L. KOTSCH

Mandibulär subperiosteal Dental Technique

J. Proth. Dent. 4, 396 (1954)

BODINE, R.L. and C. MOHAMMED

The Histologie Study of a Mandible with a Subperiosteal Implantat
Cranin, AN.: Oral Implantology, Charles C. Thomas-Publishers
Springfield-USA (1970)

BÖTTGER, H.:

Befestigung einer Unterkiefer-Vollprothese auf einer
enossal verankerten Nadelstraße

Quint. zahnärztl. Lit. 1971, Heft 10, 65

BÖTTGER, H.:

Implantate vom Standpunkt des Prothetikers

Zahnärztl. Mitt. 9, 427 (1973)

BÖTTGER, H.:

Prothetische Gesichtspunkte bei der Implantologie

Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 187 (1974)

BOLLMANN, F.

Persönl. Mitt. 1977

BRANDT, H.-H.:

Die Blattimplantation - fünf Jahre nach ihrer Einführung
im Dentalbereich

Oral. Impl. 2, 43 (1974)

BRILL, E.:

Über die Implantation von Porzellanwurzeln

Dtsch. med. Wochenschr. 17, 740 (1931)

BRILL, E.:

Über die Implantation von Zahnwurzeln
Dtsch. med. Wochenschr. 17, 741 (1931)

BRINKMANN, E.:

Erfolge und Mißerfolge bei zahnärztlichen Implantationen
Quint. zahnärztl. Lit. 24, Heft 4, 17 (1973)

BRINKMANN, E.:

Die Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit Blattimplantaten
und die prothetische Lösung
Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 486 (1975)

BRINKMANN, E.:

Indikation zur enossalen Implantation
Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 557 (1976)

BRINKMANN, E.:

Die Bedeutung statistischer Erhebungen über orale Implantations-
verfahren
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 158 (1977)

BRUNO, B.J.A.:

Estabilizacion intraosea
Odontol. Urug. 8, 251 (1954)

BÜSSING, E.:

Über die Gewebsreaktion bei Kunststoff - Implantaten, insbe-
sondere bei Implantation eines Autopolymerisats
Med. Diss. Düsseldorf 1956

CADY, W.G.:

Piezoelectricity
New York and London: Mc Graw-Hill
Book Comp. Inc. (1946)

CAPOZZI, L., L. BENAGIANO:

Die Verankerung totaler unterer Prothesen mit Tantal-Ligaturen
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 960 (1956)

CHERCHEVE, R.:

Les implants endo-osseux
Librairie Maloine S.A. Paris (1962)

CHERCHEVE, R.:
Etudes critiques des methodes implantaire
Rev. Francaise d'Odonto-Stomatologie 12, 1302 (1965)

CIESZYNSKY, T.:
Stimulation and suppression of bone regeneration by electric
polarisation in humans
Calc. Tiss. Res. 5 (Supp.), 134 - 136 (1970)

CONTZEN, H.:
Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen
Thieme Verlag Stuttgart (1967)

COWLARD, F.C., J.C. LEWIS:
Vitreous Carbon - A New Form of Carbon
J. Mat. Sci 2, 507 (1967)

CRANIN, A.N.:
Nomenclature, submitted by Nomenclature Comittee of
American Academy of Implant Dentures
J. Implant Dentistry 2, 41 (1959)

CRANIN, A.N.:
The intramucosal insert: A method of maxillary Denture
Stabilisation
in: Cranin A.N.: Oral Implatology Charles C. Thomas
Publishers Springfield-Illinois - USA (1970)

CRANIN, A.N., Th.A. DENNISON:
Construction techniques for blade and anchor implants
J.Am.Dent.Assoc. 83, 833 (1971)

COGHAN, A.G., M. HERZ:
Magnetic implants in good lower ridges
New York Dent. J, 39. 235 (1973)

DAHL, G.S.A.:
Om mögligheten för Implantation i käken av metall-skelett
som bas eller retention för fasta eller avtagbara proteser
Odont, Tidskr. 51, 440 (1943)

DÄHLER, CH.:
Warum gibt es erfolgreiche Implantate?
Schweiz. Monatschr. Zahnheilkd. 86, 954 (1976)

DEWEY, K.W., R. ZUGSMITH:
Experimental investigations of the tissue reactions in
implantation of artificial teeth and other foreign bodies
J. Dent. Res. 12, 435 (1932)

DOLDER, E.:
Steg-Prothetik
Dr. Alfred Hütlig Verlag, Heidelberg (1961)

DONALD, M.
Periodontal Considerations for Implant Dentistry
Dental Clinics of North - America Vol. 20, 155 (1976)

DONDEY, P.L.:
Implants magnétiques
L'information dentaire 37, 905 (1955)

DORA, J.:
Technische Arbeiten bei der Doraschen subperiostalen
Implantation in Fällen vollständigen Zahnverlustes
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1660 (1957)

DÖRRE, E., H. BEUTLER und D. GEDULDIG:
Anforderungen an oxidkeramische Werkstoffe als Biomaterial
für künstliche Gelenke
Arch. Orthop. Unfallchir. 83, 269 (1975)

DÖRDELMANN, K., P. TETSCH und G. IBING:
Vergleichende tierexperimentelle Untersuchungen zur Bedeutung
der Oberflächenstruktur für die Stabilität von Extensionsimplan-
taten
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 280 (1977)

ECKE, H.:
Operative Therapie der chronischen Osteomyelitis
Münch med. Wochenschr. 36, 585 (1970)

EGER, W., F. GÖTZ und H. KÄMMERER:
Herstellung von Dünnschliffen aus Knochen und Weichgewebe
nach Markierung mit Tetracyclin
Langenbecks Arch. klin. Chir. 306, 205 (1964)

EHRICKE, A.:
Die Odontoplastik im Licht der Plantationslehre
Sammlung Meusser, Berlin 1920 (Heft 12)

EHRICKE, A.:

Zahnverpflanzungen

Deutscher Zahnärztekalendar, München S. 75 (1938)

EICHNER, K.:

Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische

Kaukraftmessungen

Dtsch. zahnärztl. Z. 19, 425 (1964)

EICHNER, K.:

Enossale Implantologie aus prothetischer Sicht

Dtsch. zahnärztl. Z. 28, 36 (1973)

ESSWEIN, W.:

Nadelimplantate - ein klinischer Erfahrungsbericht

Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 305 (1977)

EVANS, U.R.:

Einführung in die Korrosion der Metalle

Verlag Chemie GmbH Weinheim, Bergstr. (1965)

FABER, E.:

Implantate für prothetische Zwecke

Zahnärztl. Praxis 6, 1 (1955)

FADENHECHT, A.:

Implantation bei einem Hund

Oesterr. Z. Stomatol. 4, 117 (1908)

FAUCHARD, P.:

Le chirurgien - dentiste on traite des dents

Tome I, Paris, 1746

FELDMEIER, C.H., K. WILHELM und G. HAUER:

Neue Wege zur Behandlung von Kahnbein - Pseudarthrosen
der Hand

Aktuelle Chir. 11, 81 (1976)

FLANDER, ST.:

Periodontic, Orthodontic and Endodontic Considerations in Conjunction
with Implant Dentistry

Dent. Clin. North. Am. 14, 137 (1970)

FLOHR, W.:

Zur Implantation alloplastischer Materialien

Zahnärztl. Praxis 4: 19, 2 (1953)

FOUSSADIER, J.:

Neue Befestigungen auf den Implantaten Aiguilles
Rev. Odonto-Implantologie 26, 19 (1969)

FRANK, E., H. ZITTER:

Metallische Implantate in der Knochenchirurgie
Speyer Verlag Wien-New York (1971)

FRANK, A.L.:

Improvement of the crown root ratio by endodontic
endosseous implants

J.Am. Dent. Assoc. 74, 451 (1967)

FRANTZEN, W.:

Implantationen von Louganzähnen mit Lithoidwurzeln
Zahnärztl. Wochenbl. 12,2 (1891)

v.FRAUHOFFER, J.A., R.R. L'ESTRANGE and A.O. MACK:

Material science in dental Implantation and a promising
new material: vitreous carbon

Biomed. Eng. 6, 114 (1971)

FRENKEL, G.:

Erfahrungen mit der subperiostalen Gerüstplantation im
Unterkiefer

Das Deutsche Zahnärztebl. 7, 1 (1957)

FRENKEL, G.:

Zweieinhalbjährige Erfahrungen mit enossalen Implantaten

Dtsch. zahnärztl. Z. 28, 30 (1973)

FRENKEL, G.:

Zahnärztliche Implantologie

in Krüger: E.: Operationslehre für Zahnärzte

Verlag "Quintessenz" Berlin (1977)

FRIEDENBERG, B.:

The effect of direct current on bone

Sur. Gyn. Obstet. 127, 97 (1968)

FRIEDENBERG, Z.B., M.C. HARLOW and C.T. BRIGHTON:

Healing of the nonunion of the medial malleolus by means
of direct current

A case report. J. Trauma 11,10 (1971)

FRIEDENBERG, Z.B., P.G. ROBERTS,
N.H. DIDIZIAN and C.T. BRIGHTON:
Stimulation of fracture healing by direct current in
the rabbit fibula
J. Bone Joint. Surg. 53 A, 1400 (1971)

FRIEDRICH, B.:
Biomechanische Stabilität und posttraumatische
Ostitis
Beiheft z. Monatszeitschr. f. Unfallheilkunde
122. Springer-Verlag (1975)

FUKADA, E., J. YASUDA:
On the piezoelectric effect of bone
J. Phys. Soc. Japan 12. 1158 (1957)

GABKA, J.:
Klinische und experimentelle Erfahrungen mit Unter-
kiefer-Magnetprothesen (Magnetimplantation)
Dtsch. zahnärztl. Z. 15, 385 (1960)

GATZKA, K.:
Modifizierte Herstellung der Wurzel nach Brill
Zahnärztl. Rdsch. 47, 1368 (1938)

GEISLER, M.:
Beiträge zur Biologie der Knochenbruchheilung
Beilageheft in Bd. 97 der Z. Orthop. (1963)

GERBER, A.:
Okklusion und Kiefergelenk
Kurzschrift, SSO-Fortbildungspraxis, Zürich (1973)

GERSHKOFF, A., G. GOLDBERG:
The implantat lower denture
Dent. Dig. 55, 490 (1949)

GERSHKOFF, A., G. GOLDBERG:
Fundamentals of the implant denture
J. Prosth. Dent. 2, 49 (1952)

GERSHKOFF, A., G. GOLDBERG:
Implant Denture
Verlag J.B. Lippicott, Philadelphia-Montreal (1957)

GLÄSER, A.:

Klinische Pathologie der Geschwülste

Lieferung I. Gustav Froher Verlag, Stuttgart (1974)

GLUCK, R.:

Metall und Elfenbeinimplantate

Ref. zahnärztl. Wochenbl. 17, 439 (1895)

GRAFE, N.:

Implantat und Suprakonstruktionen, provisorische
und definitive Versorgungen

Quint. zahnärztl. Lit. (10) Atlas, Bild 2442-2443 (1977)

GRAFELMANN, H.L., H.H. BRANDT:

Erfahrungen mit enossalen Extensionsimplantaten nach
Linkow

Quint. zahnärztl. Lit. 21, 27, Heft 11 (1970)

GRAFELMANN, H.L.:

Persönl. Mitteilung als Diskussionsbeitrag

5. Internationales Seminar über Theorie und Praxis
der enossalen Implantate

Hamburg, 9.-11. Juni 1972

GRAFELMANN, H.L.:

Neuzeitliche Konzeption für die Versorgung von Implantat-
 Pfeilern mit Brückenkonstruktion, unter Verwendung des
Riegelbausatzes "Swing-lock"

Oral. Impl. 1, 13 (1974)

GREENFIELD, E.J.:

An artificial root

The Dental Brief 15, 837 (1910)

GREENFIELD, E.J.:

Implanted artificial roots

Panama-Pacific Dental Congress

Transactions 2, 583 (1915)

GRENOBLE, D.E., R.J. MELROSE and D.H. MARKLE:

Histologic evaluation of Vitreous Carbon

Endosteal Implants in Occlusion in Dogs

Biomet. Med. Dev. Art. Arg. 3, 245 (1975)

GRISS, P., B. KREMPIEN, H.v. ADRIAN-WERBURG,
G. HENISKE, R. FLEINER and TH. DIELEM:
Experimental analysis of ceramic tissue interaction. A
morphologic, fluorescenceoptic and radiographic study
of dens alumina oxide ceramic in various animals
J. Biomed. Mater. Res. Symp. 5, 39 (1974)

GROHMANN, A.:
Untersuchungen über die Passage von 35 S-markierten Myko-
bakterien und Staphylokokken an Perforationsstellen von Ge-
rüstpfählen
Med. Diss. Kiel (1969)

HABIB, R.:
Consideration concernant les implantation - aiguilles
Revue trimestrielle d'implantologie
(Lausanne) 3, (1968)

HÄUPL, K.:
Veränderungen des Kausystems bei teilweisem und völligem
Zahnverlust
in Böttger, Häupl. Kirsten zahnärztl. Prothetik
Band 1, Verlag Ambrosius Barth Leipzig (1961)

HAHN, W.:
Wie sieht der nichtimplantierende Zahnarzt das Implantatproblem?
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 193 (1974)

HAKKAK, R., B. LHOTSKY:
Einführung in die zahnärztliche Implantologie
Jost AG, Ch - 3626 Hünibach (1973)

HAMMER, H.:
Indikation und Kontraindikation zur subperiostalen Gerüst-
einpflanzung
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 1101 (1955)

HAMMER, H.:
Zum Problem der operativen Verbesserung ungünstiger Prothesen-
lager im Unterkieferbereich, im besonderen durch subperiostale
Gerüstimplantationen
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 417 (1955)

HAMMER, J.E., O.M. REED and A.R. HAND:
Clinical, radiographic, histologic and electronic microscopic
observations of plastic tooth implantations in baboons
Oral. Surg. 30, 555 (1970)

HANBURY, H.J., J. WATSON, A.SYVYSER and D. ASHLEY:
Effect of microampere electrical current on bone in vivo and
its measurement using strontium 85. Nature
(London), May (1971)

HARRIS R., C. LOSSIN:
The use of cobalt chromium alloy and titanium endosseus
dental implants
Australian Dent. J. 16, 94 (1971)

HARTMANN, A.J.:
Gedanken über die Implantation von künstlichen Zähnen
Dtsch. Monatsschr. Zahnheilkd. 8, 371 (1891)

HARY, M.:
Conception d'une barre de solidarisation d'implants - aiguilles
L'information dentaire 47, 2455 (1965)

HATTEMER, A.J.:
Über die Wirkung einiger Kunststoffe im Gewebe
Dtsch. zahnärztl. Z. 11. 924 (1956)

HEGEDÜS, Z., G. INKE:
Erfahrungen mit der Implantation von künstlichen
Zahnwurzeln aus Methylmethacrylat
Schweiz. Monatsch. Zahnheilkd. 67, 29 (1957)

HEINRICH, B.:
Schraubenimplantate
Quint. zahnärztl. Lit. Heft 10, S. 21, Ref. Nr. 4431 (1971)

HEINRICH, B.:
Entwicklung und Anwendung der Helicoidal-Tantal-Schrauben,
Histologische und bioelektrische Untersuchungen und Ergebnisse
Med. Diss. Hamburg (1972)

HEINRICH, B.:
Das stabilisierte Klingenimplantat nach Heinrich
Zahnärztl. Prax. 26. 551 (1975)

HEINRICH, B.:

Möglichkeiten der alloplastischen Implantologie
Zahnärztl. Praxis 28, 525 (1977)

HEIß, J.:

Die Verwendung des Kunststoffes in der zahnärztlichen
Chirurgie
Dtsch. Stomat. 4, 9, 257 (1954)

HELD, H.R.:

Résultats éloignés obtenus par l'implantation des
racines en porcelaine d'après Brill
Schweiz. Monatschr. Zahnheilkd. 49, 459 (1939)

HENCH, L.L., R.J. SPLINTER, T.K. GREENLEE and
W.C. ALLEN

Bonding mechanism at the interface of ceramic
prosthetic materials
J. biomed. Mater. Res. Symp. 5, 117 (1971)

HENCH, L.L., R.J. SPLINTER, T.K. GREENLEE
and W.C. ALLEN:

Bonding Mechanism at the Interface of Ceramic
Prosthetic Materials
J. Biomed. Mater. Res. 5, 115 (1971)

HENISKE, G., P. GRISS, H.v.ANDRIAN-WERBUNG
und B. KREMPIEN:

Aluminiumoxidkeramik, ein neues Biomaterial
Arch. orthop. Unfallchir. 78, 216 (1974)

HERFORTH, A.:

persönl. Mitt. 1978

v. HEYDEN, E.:

Vorschlag zu einer neuen Methode, um künstliche Zähne
in der Alveole zu retinieren
Correspondent - Blatt f. Zahnärzte 20, 193 (1891)

HILLISCHER, H.TH.:

Implantation künstlicher Zähne nach Dr. Znamensky
Dtsch. Monatsschr. Zahnheilkd. 9, 158 (1891)

HINDES, W.:

Neue Erfahrungen mit Nadelimplantaten
Zahnärztl. Praxis 23, 150 (1972)

HOCK, R.B., E.R. COSTICH and I.K. AVERY:
Terminologie in the field of tooth implantation
J. Oral. Surg. 17, 46 (1959)

HODOSH, M.:
Implants of plastic teeth
J.A.M.Dent.Assoc. 60, 123 (1960)

HODOSH, M., M. POVAR, M. MIRMAN and G. SHKLAR:
Polymethacrylate - coated Vitallium pins as endosteal
dental implants in papio and gelada baboons
Oral Surg. 26, 554 (1968)

HODOSH, M., G. SHKLAR and M. POVAR:
Current status of the polymer tooth implant concept
Dent. Clin. North. Am. 14, 103 (1970)

HODOSH, H., G. SHKLAR and M. POVAR:
The totally self-supporting tooth replica polymer implant
Oral Surg. 33, 1022 (1972)

HOLMES, J.R.:
Tetracycline fluorescence in bone
Vet. Rec. 75, 37 (1963)

HOMSY Ch.A.:
Implant stabilisation, Chemical and biological considerations
Orthop. Clin. N. Amer. 4, 295 (1973)

HOPPE, W.:
Das Lagergewebe subperiostaler Gerüstimplantate
C. Heuser, München (1961)

HOPPE, W.:
Über die Erfahrung mit Gerüstimplantaten
Dtsch. zahnärztl. Z. 21, 527 (1966)

HRUSKA, A.:
Die Porzellan- bzw. Kunstharzwurzel als Brückenpfeiler
Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilkd. 4, 244 (1956)

HULLIGER, L.:
Untersuchungen über die Wirkung von Kunststoffbarren
(Palakos und Ostamer) in Gewebekulturen
Arch. Orthop. Unfallchir. 54, 581 (1962)

HUMPHREY, J.H., R.G. WHITE:
Kurzes Lehrbuch der Immunologie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1971)

HUTZCHENREUTER, P., S. STEINEMANN und S.M. PERREN:
Knochenheilung und Rigidität der Osteosyntheseplatte
Langenbeck Arch. Chir. Forum 103 (1973)

JACOBS, H.-G.:
Knochenreaktionen im Tierversuch nach Eingliederung
von enossalen Blattimplantaten
Orale Implantologie 1 77 (1974)

JACOBS, H.G., L. KOBES:
Enossale Blattimplantate beim zahnlosen Patienten
und prothetische Suprastruktur
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 606 (1977)

JACOBS, H.-G., TH. KIRSCH und S. LEHNERT:
Vorläufige technische und histologische Ergebnisse tierexperi-
menteller Untersuchungen nach Eingliederung von enossalen
Implantaten unter Berücksichtigung metallurgischer Gesichtspunkte
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 201 (1974)

JACOBS, H.-G.:
Implantologie und Zahnersatz
Carl Hanser Verlag München, Wien (1976)

JAHN, E., C. CENSI, CH. DÄHLER und B.A. RAHN:
Bindegewebige Aufhängung bei Blattimplantaten
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 85 Nr. 11 (1975)

JANTZEN, J.:
Subperiostale Einpflanzungen von Wisil-Gerüsten
im Mundbereich zur Befestigung von Prothesen
Techn. Mitt. Krupp (1957)

JUDY, K.W.M., CH. M. WEISS:
Totale subperiostale Implantate für unbezahnte Oberkiefer Ent-
wicklung, Operationstechnik, Prothetik, Gedanken zum Konstruktions-
entwurf und klinische Auswertung
Oral. Impl. 4. 87 (1976)

JUNG, F.:
Die Elastizität der Skeletteile des Gebißsystems
Stoma 5, 74 (1952)

JUNG, F.:

Über die Reaktionen des Gebisses auf Gaumenplatten
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 688 (1957)

JUNG, F.:

Die funktionell-elastische Deformation des Kieferknochens
und die Eigenbeweglichkeit der Zähne
Schweiz. Mschr. Zahnheilkd. 70, 17 (1960)

JUNGKUNZ, W.:

Erfahrungen mit enossalen Implantaten in der
zahnärztlichen Praxis
Zahnärztl. Welt/Reform 83, 143 (1974)

JUSTE, J. C.:

Una nueva clase de implantacion - la "estabilizacion
intrasea" de Malaquias Souza
Anales espanoles de odonto estomatologia 18, 507 (1959)

KALLENBERGER, K., B. MAEGLIN:

Zur Frage der Einheilungsvorgänge bei Gerüstimplantaten
Schweiz. Monatsschr. Zahnheilkd. 67, 300 (1957)

KANTH, L.:

Das gegossene intramobile Schraubenimplantat
Das Deutsche Zahnärzteblatt 25, 465 (1971)

KANTH, L.:

Eine Analyse von intraossalen Implantaten über einen Zeit-
raum von elf Jahren
Zahnärztl. Welt/Reform 81, 320 (1972)

KANTH, L.:

Zur Biomechanik von enossalen Implantaten
Zahnärztl. Welt/Reform 81, 320 (1972)

KANTH, L.:

Die Formgebung eines enossalen Implantates zur Dämpfung
des Kaudrucks
Dtsch. zahnärztl. Z. 27, 229-235 (1972)

KANTH, L.:

Das Stiftimplantat
Zahnärztl. Welt/Reform 83, 975 (1974)

KANTH, L.:

Zur Biomechanik von enossalen Implantaten
ZWR 84, 5 (1975)

KAWAHARA, H.:

Implantology from the stand point of the basic
researcher

in: First Proceedings of the Japan Society of
Implant Dentistry

Japan Society of Implant Dentistry, Tokyo (1974)

KE LLNER, G.:

Problematik der Implantologie in stomato - stomatologischem
Bereich

Oesterr. Z. Stomatol. 74, 342 (1977)

KIRSCHNER, H., W. MEYER:

Poröse Keramik für die Einpflanzung in Kieferknochen

Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 300 (1975)

KIRSCHNER, H., U. KRAUS:

Rasterelektronen-mikroskopische Beobachtungen nach
Keramikeinpflanzung im Tierexperiment

Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 302 (1975)

KLEINSCHMIDT, J.:

Zum Problem der subperiostalen Vitalliumimplantation

Zahnärztl. Welt 11, 298 (1955)

KNESE, K.H.:

Neuere Untersuchungen über die Knochenbildung
und ihre Beeinflussungsmöglichkeiten

Dtsch. zahnärztl. Z. 14, 925 (1959)

KNÖFLER, E.W.:

Die biomechanischen Induktionen bei der Knochenbruchheilung
Beilageheft zu Bd. 104 des Z. Orthop. (1967)

KNOWLTON, J.P.:

Factors involved in Maxillary

Implant Dentures

J. Proth. Dent. 5, 133 (1955)

KOCH, W.L.:

Statistische Auswertung über Erfolg und Ursachen von Mißerfolg
an 700 in eigener Praxis ausgeführten enossalen Blattimplantaten
Oral. Impl. 1 (1974) 105

KOCH, W.L.:

Die zweiphasige enossale Implantation von intramobilen
Zylinderimplantaten - IMZ -
Quint. zahnärztl. Zit. Ref. 5395 (1976)

KÖHLE, H., G. PLISCHKA:

Erfahrungen mit subperiostalen Gerüstimplantaten
Oesterr. Z. Stomatol. 35/527 (1956)

KÖHLE, H.:

10 Jahre operative Implantattechnik-Erfahrungen
und Ergebnisse
Z. Stomat. 60, 347 (1963)

KÖHLER, O.:

Der senile Unterkiefer und seine Beziehung
zum Aufbau der Prothese
Med. Diss. Berlin 1923

KRAFT, E.:

Über die Steigerung der Funktion herausnehmbarer Prothesen
durch Implantatverankerung
Dtsch. zahnärztl. Z. 12.302 (1957)

KRAUS, W.:

Die Geweberegeneration mit strukturbildenden elektro-
und magneto-dynamischen Potentialen
Vortrag auf der Deutsch-Osterreichischen-Schweizerischen
Unfalltagung Bern, 28, 10 (1972)

KRAUS, W., F. LECHNER:

Die Heilung von Pseudarthrosen und Spontanfrakturen
durch strukturbildende elektrodynamische Potentiale
Munch. med. Wochenschr. 114, 1814 (1972)

KRAUS, W.:

Wirkungen langsam alternierender elektrischer und
magnetischer Potentiale auf defektes Knochengewebe
Verlag auf der 90. Tagung der Dtsch. Gesellschaft
für Chirurg. München 31.5 (1973)

KRAUS, W.:

Zur Biophysik der Knochenbruch- und Wundbehandlung
durch funktionelle elektrische und magnetische Potentiale
Vortrag 103, 91. Tagung Dtsch. Ges. Chir. 10 Mai (1974)

KÜNTSCHER, G.:

Das Kallus - Problem

Vorträge aus der praktischen Chirurgie, Heft 86
Ferdinand Amke Verlag Stuttgart (1970)

KUITHAN, P.:

Untersuchungen zur Einheilungsfähigkeit einiger Materialien
und das Verhalten des Gewebes zu diesen Implantaten
Med. Diss. Münster (1932)

LAING, P.G.:

The significance of metallic transfer in the
Corrosion of orthopedic screws
J. Bone Joint Surg. 40-A, 853 (1958)

LASS, H.V.:

Klinische und biologische Untersuchungen
bei enossalen Implantaten
Med. Diss., Freie Universität Berlin (1972)

LASS, H.-D.:

Klinische und histologische Untersuchungen bei
enossalen Implantaten. 1. Teil
Zahnärztl. Welt/Reform 82, 737 (1973)

LAUTENBACH, E.:

Die Zahnimplantation (Replantation, Implantation,
Transplantation)
Zahnärztl. Rdsch. 69, 406 (1960)

LAVINE, L.S. et al:

The influence of direct electric current in vivo
Cal. Res. (Suppl.) 9. (1968)

LAVINE, L.S., S. LEROY, J. LUSTRIN, M.H. SHAMOS,
R.A. RINALDI and A.R. LIBOFF

Electric enhancement of bone healing
Science 175, 1118 (1972)

LENTRODT, J., J. SCHMID und H.G. BULL:
Zur Indikation und Technik der transdentalen Fixation
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 311 (1977)

LEVI, E.:
Erfolge und Mißerfolge mit Implantaten
Quint. zahnärztl. Lit. 24, (2) Ref. 4752 (1973)

LEW, J.:
Implantat Denture
Dent. Dig. 58, 10 (1952)

LEW, J., J. KERSTENBAUM:
Implant Button Technique for Denture Prosthesis
Dent. Dig. 59, 298 (1953)

LEW, J.:
The Endosseous Implant:
Evaluations and Modification
Dent. Clin. North. Am. 14, 201 (1970)

LEW, J:
The evaluation of dental implants -
a discussion of success and failure
Dent. Clin. North. Am. 16, (1) (1972) und
Dental Report 1973, Medica Verlag
Stuttgart-Wien-Zürich-Amsterdam (1973)

LHOTSKY, B.:
Über Gewebeumbauvorgänge in Beziehung zu
enossalen Spiralgerüsten nach Formiggini
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 475 (1963)

LHOTSKY, B.:
Implantate in biochemischen Beziehungen
Zahnärztl. Welt/Reform 23, 794 (1964)

LHOTSKY, B.:
Knochenumbauvorgänge in Beziehung zu
enossalen Implantaten
Zahnärztl. Praxis 16 31(1965)
und 16 43 (1965)

LECHNER, F., W. KRAUS:

Die Heilung von Pseudarthrosen und Spontanfrakturen
durch strukturbildende elektrodynamische Potentiale
Munch.med. Wochenschr. 114, 1814 (1972)

LECHNER, F.:

Die Beeinflussung gestörter Frakturheilung durch
elektromagnetische Felder
Hefte zur Unfallheilkunde, Heft 114
Deutsch-Österreichische-Schweizerische Unfalltagung, Bern(1972)

LECHNER, F.:

Klinische Ergebnisse der elektrodynamischen
Knochenbruchheilung
Nova Acta Leopoldina Nr. 223 (Bd. 44) (1973)

LECHNER, F.:

Beeinflussung der Knochenbildung durch elektro-
magnetische Potentiale
Langenbeck Arch. Chir. 337 (Kongreßbericht 1974)
Springer-Verlag (1974)

LECHNER, F.:

Therapie resistenter Frakturen mit pulsierenden
Magnetfeldern
Phys. Med. u. Rehabil. 18, 504 (1977)

LEDERMANN, D.:

Vollprothetische Versorgung des atrophierten Problem-
Unterkiefers mit Hilfe von CBS-Implantaten
Quint. zahnärztl. Lit. 28, (12) Ref. 5698 (1977)

LEDERMANN, D.:

Erweiterung des Indikationsgebietes der Transfixations-
methode nach Wirz
Schweiz. Mschr. Zahnheilkd. 87 Nr. 5 (1977)

LEDERMANN, D.:

Vollprothetische Versorgung des Oberkiefers mit Hilfe
von CBS - Implantaten
Quint. zahnärztl. Lit. 29, (1), Ref. 5716 (1978)

LENTRODT, J., H.G. BULL

Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage der Gewebs-
schädigung durch höchsttouriges Bohren und Fräsen im Knochen
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 230 (1974)

LHOTSKY, B.:

Zur Klinik und Prognose der Nadelimplantate
Zahnärztl. Praxis 20, 259 (1969)

LHOTSKY, B.:

Enossale Implantationsgerüste
Zahnärztl. Praxis 23, 236 (1972)

LHOTSKY, B.:

Über Mißerfolge in der Implantologie
Teil II: Der Implantat Patient
Zahnärztl. Welt/Reform 81, 326 (1972)

LIMOGE, A.:

Bilan après cinq années d'implantologie - aiguilles
Revue Française d'Odonto - Stomatologie
15, 1157 (1968)

LINKOW, L.I., K.G. HILLS:

An evaluation of the unilateral implant:
A five-year report
Dent. Dig. 64, 38 (1958)

LINKOW, L.I.:

The age of endosseous implants
Dental Concepts 8, 4 (1966)

LINKOW, L. I.:

Clinical evaluation of the various designed
endosseous implants
J. Oral Impl. and Transpl. Surg. 12, 35 (1966)

LINKOW, L. I.:

Mouth reconstruction for the edentulous
using endosseous blades
Dental Concepts (New York) 12, 3 (1969)

LINKOW, L. I.:

The Endosseous Vent-Plant
in Cranin, A.N.: Oral Implantology
Charles. C. Thomas Publishers
Springfield (1970)

LINKOW, L. I.:
Endosseous Oral Implantology:
A 7 - year Progress Report
Dent. Clin. North Am. 14, 185 (1970)

LINKOW, L. I.:
Endosseous blade - vent implants:
A two - year report
J. Proth. Dent. 23, 441 (1970)

LINKOW, L. I.; R. CHERCHEVE:
Theories and Techniques of Oral Implantology
Bd. I and II St. Louis (1970)

LINKOW, L. I.:
Some variant designs of the
subperiosteal implant
Oral. Impl. 2, 190 (1972)

LINKOW, L. I., A. S. MAHLER:
3. Jahresbericht über Pterygoid - Extensionsimplantate
für den total oder teilweise unbezahnten Oberkiefer
Oral. Impl. 3, 19 (1975)

LINKOW, L. I.:
Das R²S und Sliding-Cable-Coping-Implantationssystem
Oral. Impl. 5, 59 (1977)

LÖE, H., J. SILNESS:
Periodontal disease on pregnancy
I. Prevalence and severity
Acta odont. scand. 21, 533 (1963)

LOECHNER, P. S.:
Surgical, Clinical and Histopathologic Notes
on the Human Implant Denture
J. Implant Dent. 1, 23 (1954)

LUHR, H. G.:
Die Kompressions-osteosynthese bei Unter-
kieferfrakturen
Carl Hauser Verlag, München (1972)

MACK, A.:

Implant assessment

J. Dent. 3, 167 (1975)

MACK, P.B., P.A. CHANCE, G.P. VOSE and T.B. VOGT:

Bone demineralisation of foot and hand of Gemini-Titan
IV, V and VII astronauts during orbital flight

Am. J. Roentgenol. Radium. Ther. Nucl. Med. 100, 503 (1967)

MARINO, A., R.O. BECKER und S. SONDERHOLM:

Origin of piezoelectric effect in bone

Calc. Tiss. Res. 8, 177 (1971)

MC DOUGALL, J.:

Malignant tumour at the side of bone plating

J. bone Joint Surg. Am. 38 B: 709 (1956)

MC ELHANEY, J.H., R. STALNAKER:

Electric fields and bone loss of disuse

Biophys. J. 5, (1968)

MC GALL, J. O.:

A Vitallium implant as a bridge abutment

Dental Items of Interest. 68, 15 (1946)

MAEGLIN, B.:

Über langjährige Erfahrungen mit subperiostalen
Gerüstimplantaten in der Mundhöhle

Schweiz. Monatschr. Zahnheilkd. 4, 323 (1967)

MAEGLIN, B.:

Über langjährige Erfahrungen mit subperiostalen
Gerüstimplantaten in der Mundhöhle

Schweiz. Monatsschr. Zahnheilkd. 77, 323 (1967)

MAEGLIN, B., KALLENBERGER:

Zur Frage der Einheilungsvorgänge bei Gerüstimplantaten:

Schweiz. Monatschr. Zahnheilkd. 67, 300 (1957)

MARX, H.:

Die funktionsbedingten elastischen Deformierungen
der menschlichen Mundibula

Med. Habil-Schrift-Mainz (1966)

MARXKORS, R.:

Elektrochemische Vorgänge an metallischen
Fremdstoffen in der Mundhöhle
Med.-Habil-Schr. Münster (1964)

MARXKORS, R.: Referat

Jahrestagung Dtsch. Ges. Proth. und
Werkstoffk. Hamburg (1977)

MASON, W.P.:

Piezoelectric crystals and their application to ultrasonic
New York and London: D. van Nostrand Comp. Inc. (1950)

MAUREL, G.:

Etat actuel de l'utilisation des inclusions d'acryliques
en chirurgie maxillo - faciale et en pratique odonto -
Stomatologie
Revue Francaise d'Odonto - Stomatologie (Paris), 3 (1955)

MAYER, B.:

Die perimandibuläre Schlinge zur Stabilisierung
unterer Totalprothesen
in Rheinwald U.: Die Quintessenz der zahn-
ärztlichen Implantologie, Verlag "Die Quintessenz" Berlin (1970)

MEHNERT, H.:

Zur Indikation subperiostaler Gerüstimplantate
Quint. zahnärztl. Lit. Ref. 5441 (1976)

MILLS, B.G., C.C. CHAN, R. VOSS and D.E. GRENOBLE:

Effects of vitreous carbon implants on alveolar bone morphology
J. Dent. Res. 53, 298 (1974)

MINKIN, C., B. POUITON and W. HOOVER:

The effect of direct current in bone
Clin. Orthop. Rel. Res. 57, 308 (1968)

MITANI, H.:

Stress bearing mechanism of oral implants
in: First Proceedings of the Japan Society
Japan Society of Implant Dentistry (1975)

MITTELMEIER, H.:

Selbsthaftende Keramik-Metall-Verbindungsprothesen
Med. Orthop. Tech. 95, 152 (1975)

MITTELMEIER, H., J. HARMS:
Die Anwendung von Keramik in der
Gelenkersatz-Chirurgie
Med. Orthop. Tech. 97, 55 (1977)

MOYLE, D.D., J.H. KLAWITTER and S.F. HULBERT:
Mechanical Properties of the Bone-Porous
Biomaterial Interface: Elastic Behavior
J. Biomed. Mater. Res. Symp. No. 4, 363 (1973)

MÜHLBAUER, W.:
Der Einfluß magnetischer Felder auf die Wundheilung
Langenbecks Arch. Chir. 337 (Kongreßbericht) (1974)

MÜHLEMANN, H.R., H. RATEITSCHAK und H.H. REUGLI:
Parodontologie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1975)

MÜHLEMANN, H.R.:
Stabilität von Implantaten
Zahnärztl. Praxis 26, 130 (1975)

MÜHLEMANN, H.R.:
Zur Mikrostruktur der Implantatoberflächen
Schweiz. Mschr. Zahnheilkd. 85, 97 (1975)

MÜLLER, M. E.:
Die Verwendung von Kunstharzen in der
Knochenchirurgie
Arch. Orthop. Unfallchir. 54, 510 (1962)

MÜLLER, R.:
Diskussionsbemerkung zum Vortrag Dr. Issel
aus: Bericht d. 74 Tg. d. Dtsch. Ges. f.
Zahn-, Mund- und Kieferheilk.,
Düsseldorf 1937, S. 45 u. 53
J. F. Lehmann Verlag, München-Berlin (1938)

MURATORI, G.:
L'implant endo - osseux à substructure amovible
et fixée d'intervention à la prothese
Parma, Italien (1969)

MURATORI, G.:
L'implantologia orale multitypo
Cantelli, Bologna (1972)

MURILLO, L. C.:

Implantes dentarios en acrilico
Rev. Espan. Stomat. 11, 3 (1954)

MUTSCHELKNAUB, E.:

Enossale Implantate von Porzellankörpern
Quint. zahnärztl. Lit. 21, 19 (1970)

MUTSCHELKNAUB, E.:

Erfolge und Mißerfolge bei enossalen Implantaten
Quint. zahnärztl. Lit. 25, 6, 7, Ref.Nr. 5033 (1974)

MUTSCHELKNAUB, E.:

Extensions-Implantate aus Aluminiumoxidkeramik
Quint. zahnärztl. Lit. Ref. 5623 (1977)

MYSKA, W.:

Linkow-Blade-Vents in der Praxis
ein Erfahrungsbericht über enossale
Blattimplantationen
Oral. Impl. 2, 53 (1974)

NASA:

Carbon offers advantages as implant
material in Human body
NASA Tech. Brief 69 - 10087,
Marshall Space Flight Center, Huntsville,
Alabama 35812 (1969)

NATIELLA, J.R., E. ARMITAGE, W. GREENE and A. MEENAGHAN:

Current evaluation of dental implants
J. Am. Dent. Assoc. 84, 1358 (1972)

NATIELLA, J.R., J. E. ARMITAGE, M.A. MEENAGHAN,
CH.S. LIPANI and G.W. GREENE

The failing blade - vent Implant
Oral. Surg. 36, 336 (1973)

NIE, N.H., J.G. JENKINS, K. STEINBRENNER and D.H. BENT:

SPSS - Statistical package for the social sciences
CDC update version 6, 5, Vogelbaeck computing center
Mc Graw Hill, New York (1975)

NOTDURFT, H.:

Über die Sarkomauslösung durch Fremdkörperimplantation bei Katzen in Abhängigkeit von der Form der Implantate

Naturwissenschaften 42, 106 (1955)

OBWEGESER, H.:

Chirurgische Vorbereitung der Prothese
in Praxis der Zahnheilkunde

Bd. III, C 19; hrsg. von D. Hanifelder, L. Hupfau,
W. Ketterl und G. Schmith, Verlag Urban & Schwarzen-
berg, München - Berlin (1969)

O'CONNOR, B., H. M. CHARLTON, J. CURREY,
D. KIRBY and C. WOODS:

Effects of electric current on bone in vivo
Nature 222, 162 - 163 (1969)

OGUS, W.:

The Vitallium Root Implant
Conf. Northeastern Dent. Soc. (1942)

OGUS, W.:

Research report on implantation of metals
Dent. Dig. 57, 58 (1951)

OHNESORGE, J.:

Testkörperoberflächenuntersuchungen mit
Hilfe des Rasterelektronenmikroskopes
Z. Orthop. 107, 213 (1970)

OPPENHEIMER, B.S., E.T. OPPENHEIMER,
J. DANISBEFSKY and A.P. STOUT

Carcinogenic Effect of Metals in Rodents
Cancer Res. 16, 439 (1956)

ORLAY, H.G.:

Endodontic splinting treatment in
periodontal disease

Brit. Dent. J. 108, 118 (1960)

ORLAY, H.G.:

Befestigung von lockeren Zähnen mit endodontischen Implantaten.
Schweiz. Mschr. Zahnheilkd. 78, 580 (1968)

OTT, G.:

Fremdkörpersarkome, Experimentelle Medizin,
Pathologie und Klinik

Bd. 32, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York (1970)

PAPE, H.D., R. HEIß:

Pathologische Befunde bei enossalen und
subperiostalen Implantaten

Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 308 (1977)

PAPE, K.:

Zur Termiologie der Zahnverpflanzungen

Zahnärztl. Welt/Reform 69, 945 (1968)

PARANT, M.:

Assessment of implant dentures in 1961

Int. Dent. J. 11, 427 (1961)

PAWLUK, R. J., C. A. L. BESSETT:

Electromechanical factors in healing cortical bone defects

Calc. Tiss. Res. 4, (Suppl.) 120 - 21 (1970)

PEPPMEIER, F.:

Zur Implantation von Palacos-Implantaten in
der zahnärztlichen Praxis

ZWR 83, 932 (1974)

PEPPMEIER, F.:

Möglichkeiten der transdentalen und transradikulären

Fixation in der zahnärztlichen Praxis (Teil I, II, III)

Quint. zahnärztl. Lit. 1975, Ref. 5258

PERGER, F.:

Aus der Abwehrlage des Gesamtorganismus
resultierende Risiken der Implantation

Zahnärztl. Praxis 29, 58 (1978)

PERRY, S.G.:

Mehrere Fälle von Implantationen

Korr. Zahnheilk. 2, 357 (1888)

PETERS, D., P. TETSCH und S. PIETZSCH:
Tierexperimentelle Untersuchungen zur Stabilisierung
enossal verankerter Metallimplantate durch Elektro-
stimulation
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 291 - 294 (1977)

PETERS, D.:
Elektrostimulation des knöchernen Lagergewebes durch
Gleichstrom neuer Eingliederung enossaler Extensions-
implantate
Med. Diss. Münster (1978)

PICTON, D.C.A., R.B. HOHNS, D.J. WILLS and W.J.R. DARIES:
The Relationship between the Mechanism of Tooth and Implant Support
Oral. Sci. Rev. (Kobenhavn 5, 3 (1974)

PIETZSCH, S.:
Histologische Aufarbeitung implantatgetragener Unterkiefer
im Tierexperiment
Med.Diss. Münster (1978)

PILIERO, S.J.:
Histopathology of oral endosteal metallic
implants in Dogs
J. Dent. Res 52, 1117 (1973)

PLISCHKA, G.:
Über die subperiostale Implantation
von Wisil-Gerüsten
Techn. Mitt. Krupp (1957)

PLISCHKA, G.:
Das intraossale Implantat
Quin. zahnärztl. Lit. 20, Heft 7, J. 25 (1969)

PREDECKI, P., B.A. AUSLAENDER, J.E. STEPHAN,
V.L. MOONEY and C. STANITSKY:
Attachment of bone to threaded implants by
ingrowth an mechanical interlocking
J. Biomed.Mater.Res. 6, 401 (1972)

PRUIN, E.H.:
Persönliche Mitteilung
Fortbildungskurs über Theorie und Praxis der
enossalen Implantologie der D.A.J.O.S.
Bremen, 28. - 31. 8. 1970

PRUIN, E.H.:
Transdentale Fixation und Nadelimplantate
Vorträge Bayerischer Zahnärztetag
Herausg. Bayer. Zahnärztekammer, München (1972)

PRUIN, E.H.:
Implantologie heute
Quintessenz zahnärztl. Lit. (1974) Ref. 4999

PRUIN, E.H.:
Implantationskurs in der Odonto-
Stomatologie
Buch- und Zeitschriftenverlag "Die Quintessenz"
Berlin (1974)

PRUIN, E.H.:
Indikation und Voraussetzungen für die
Durchführung von Implantationen im odonto-
stomatologischen Bereich
Deutscher Zahnärztekalendar (1978)
Carl Hanser Verlag

RAHN, B.A., S.M. PERREN:
Calcein Blue as a Fluorescent Label in Bone
Experientia (Basel) 27, 519 (1970)

RAHN, B.A., S.M. PERREN:
Xylenol orange, a fluochrome usefull in polychrome
sequentials labeling of calcifying tissues
Stain. Technol. 46, 125 (1971)

RAHN, B.A., S.M. PERREN:
Alizarinkomplexon-Fluorochrome zur Markierung
von Knochen und Dentinanbau
Experientia 28, 180 (1972)

RAHN, B.A.:
Biomechanische Aspekte bei Implantaten im Knochen
Schweiz. Monatschr. Zahnheilkd. 9, 86 (1976)

RAILLAND, M.R.:
Le bridge béquillé
Revue Francaise d'Odonto - Stromatologie
3 (1955)

RAKOWER, W.:

An oral surgeon's experience with the
intraosseous blade implant
Int. J. Oral. Surg. 3, 282 (1974)

RANDZIO, J.:

Zur Formgebung enossaler
Dentalimplantate
Oral. Impl. 4, 9 (1976) und 5, 7 (1977)

RASCHKE, E., P. HILLER:

Klinische Erfahrungen in der Behandlung von
Pseudarthrosen.
118. Tagung, Verein Nordwestdeutscher Chirurgen,
Hamburg (1976)

RAUSCHER, W.:

Kunststoffwurzelimplantat
Zahnärztl. Rdsch. 64, 287 (1955)

REEDY, M.T., D.T. De VORE

and V.P. THOMPSON:
Histological and physical evaluation of
vitreous carbon endosteal implant -
a preliminary study
J. Dent. Res. 52, 123 (1973)

REES, H.:

Untersuchungen über die Schrankenfunktion
des Epithelansatzes am Implantatstift
Med. Diss. Kiel (1966)

REHM, H., E. KÖRBER und K.H. KÖRBER:

Biophysikalischer Beitrag zur Problematik
starr abgestützter Freidendprothesen
DZZ 17, 963 (1962)

REHBERG, H.J.:

Metallimplantate und Korrosion
Zahnärztl. Welt/Reform 81, 1018 (1972)

REHRMANN, A.:

Zur Frage der chirurgischen Wurzelfüllung
und ihrer Verbesserung durch Verwendung
eines neuen Normbesteckes
Zahnärztl. Rdsch. 60, 118 (1951)

REICHART, P., D. SCHLEGEL:
Klinische und histologische Untersuchungen
an Blatt-Implantaten im Hunderversuch
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 284 (1977)

REICHENBACH, E.:
Gerüstimplantationen für prothetische Zwecke
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 447 (1955)

REICHENBACH, E.:
Subperiostale Gerüstimplantationen
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 576 (1957)

REINMÖLLER, C.:
Über Zahnimplantationen
V. Int. Zahnärztekongress
Bd. I, 590 - 593, Berlin (1909)

RHEINWALD, U.:
Das Verhalten des Epithels zum Gerüstimplantat
und seine Bedeutung für den Dauererfolg
Simp. Imp. allopl., Pavia (1958)
Ediz. A.E. Os S. J. 181 (1959)

RHEINWALD, U.:
Ergebnisse und Probleme der
Metallgerüstimplantate
Zahnärztl. Praxis 19, 37 (1968)

RHEINWALD, U.:
Prothesenfixation mit durch den Kiefer
geführten Stiften
in: Rheinwald, U.: Die Quintessenz der
zahnärztlichen Implantologie
Verlag "die Quintessenz", Berlin (1970)

RHEINWALD, U.:
Implantologen aus Wissenschaft und Praxis
an einem Tisch
Zahnärztl. Mitt. Nr. 11, S. 563 (1970)

RHEINWALD, U.:
Problematik der Implantologie früher und
heute
in: Rheinwald, U.: Die Quintessenz
der zahnärztlichen Implantologie
Verlag "die Quintessenz", Berlin (1971)

RHINELANDER, F.W., M. ROUWEYHA and J.C. MILEW:
Microvascular and histogenic response to implantation of
a porous ceramic into bone
J. Biomed. Mater. Res. 5, 81 (1971)

RICHARDS, C.W., J. M. GOURLEY und D.R. CORDA:
Endosteales Zahnimplantat aus Titanium im Hundekiefer
J. Proth. Dent. 31, 189 (1974)
Ref. in ZWR 83, 945 (1974)

RICHTER, H.:
Implantologie - subjektiv gesehen
Zahnärztl. Mitt. 63, 251 (1973)

RIES:
Persönliche Mitteilung (1977)

RINK, G.:
Zur Implantation von Zähnen aus Kunststoff
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1126 (1957)

RITZE, G, G. FRANZ:
Untersuchungen über selbstbohrende
Implantatnadeln (Typ Scialom)
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 505 (1974)

ROLFFS, J., A. ZANDER und D. LUKAS:
Implantatdesign und perimplantärer Knochen
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 299 (1977)

ROMEIS, B.:
Mikroskopische Technik
15. verb. Aufl. Leibnitz-Verlag, München (1948)

ROYCE, B.S.H.:
Field-induced transportmechanism in hydroxyapatite
Ann. N.Y. Acad. Sci. 238, 131 (1974)

RÜEDI, TH.P.:
Titan und Stahl in der Knochenchirurgie
Hefte zur Unfallheilkunde, Heft 123
Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-New-York (1975)

SANDHAUS, S.:
Etudes métallurgiques en implantologie
Rev. Belge. Med. Dent. Vo.3 (1966)

SANDHAUS, S.:
Considerations implantologiques:
C'implant C.B.S.
Revue trimestrielle d'implantologie (Lausanne)
7,27 (1969)

SANDHAUS, S.:
Wissenschaftlicher Beitrag zum Gebiet der
Oralhabilitation mit Hilfe des Implantations-
verfahren C.B.S.
Zahnärztl. Welt/Reform 80, 597 (1970)

SANDHAUS, S.:
Microbiologie dans le domaine des implants
Conférence-groupe d'étude des implantaire
Lausanne (1964)

SANDHAUS, S.:
Neue Aspekte der Implantologie
(Deutsche Übersetzung)
Medica Verlag Stuttgart, Wien, Zürich,
Amsterdam (1975)

SAUER, C.:
Verhandlungsbericht
Dtsch. Monatschr. Zahnheilkd. 21, 418 (1881)

SCALES, J.T., J.M. ZAREK:
Some problems of metals and their transfer
to orthopedic Surgery
J. Bone Joint Surg. 37.-B, 527 (1955)

SCHENK, R., H. WILLENEGGER:
Zum histologischen Bild der sog. Primärheilung
der Knochenkompakta nach experimentellen
Osteotomien am Hund
Experientia (Basel) 20, 593 (1963)

SCIALOM, J.:
Les "Implants - aiguilles" à
l'heure implantaire
L'information dentaire 44, 1606 (1962)

SCIALOM, J.:
Die "Nadel-Implantate"
Zahnärztl. Welt/Reform 16, 565 (1962)

SCIALOM, J.:
Les implants aiguilles a la croisee
des chemins
L'information dentaire 45, 253 (1963)

SCIALOM, J.:
Implants aiguilles
(Pin implants)
J. Oral. Impl. and Transpl. Surg. 11, 18 (1965)

SEMLITSCH, M., M. LEHMAN, H. WEBER, E. DÖRRE
und H.-G. WILLERT:
Neue Perspektiven verlängerter Funktionsdauer
künstlicher Hüftgelenke durch Werkstoffkombination
Polyathylen - Aluminiumoxidkeramik - Metall.
MOT 96, 152 (1976)

SHAMOS, M., L. LAVINE:
Piezoelectric effect in bone
Nature, 81, 4002 (1963)

SHIBATA, K., T. TAMAOKI and H. KAWARAHARA:
Subperiostal implants
Hotet surnisho 7, 159 (1974)

SHILLINGBURG, H.T., S. HOBBO und L.D. WHITSETT:
Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik
Verlag "Die Quintessenz" Berlin (1977)

SILNESS, J., H. LÖE:
Periodontal disease in pregnancy. II. Correlation
between oral hagiene and periodontal condition
Acta odont. scand. 22, 121 (1964)

SITZMANN, G.:
Die intraorale Magnetimplantation als
Halteelement für Totalprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 211 (1974)

SKINNER, R.R.:

Intraosseous Implant for Stabilisation
and Retention of Upper Dentures
Dent. Dig. 57, 202 (1951)

SMITH, D.C.:

Materials used for construction and
fixation of implants
Oral. Sci. Rev, Kobenhavn 5, 23 (1974)

SNEER - MEER:

Eine neue 2-zeitige Implantationsmethode
Rheinwald, U.: Die Quintessenz der zahn-
ärztlichen Implantologie
Verlag "Die Quintessenz", Berlin (1971)

SOUZA, M.:

El uso de estabilizadores intraóseo en
apicectomías y en órganos parodontosicos
Dont. Urug. 7, 13 (1953)

SPAHN, F.P.:

Untersuchungen zu einem T-förmigen
Implantat für die orale Implantologie
Ed. Société Implantaire Internationale,
Paris (1977)

SPIEKERMANN, H., H. GRÜNDLER:

Die Modellgußprothese
Verlag "Die Quintessenz" Berlin (1977)

SPIESSL, B.:

Die funktionsstabile Implantatprothese
Schweiz. Monatschr. Zahnheilkd. 84, 727 (1974)

SPURR, A.R.:

A low-viscosity epoxy resin embedding medium
for electron microscopy
J. Ultrastruct. 26, 31 (1969)

SCHARGUS, G., K.F. KOCH:

Polychrome Sequenzmarkierung der Knochen-
heilung mit verschiedenen Fluorochromen
Leitz-Mitt. Wiss. u. Techn. 6, 201 (1975)

SCHERMER, R.:
The mandibular single Abutment Implant
J. Implant Dent. 2, 28 (1955)

SCHEUBA, G.:
Zur Osteosynthesepathologischer Frakturen
mit Palacos
Zbl. Chir. 91, 464 (1966)

SCHILLER, L. E., F.W. JAKER and A. POLLACK:
Scialom pin implants
J. New Jersey Dent. Soc. 39, 387 (1968)

SCHILLER, L.E.:
Erfolge und Mißerfolge bei der Anwendung
von dentalen Implantationen
Quintessenz zahnärztli. Lit. 26, (4,5) 1975
Ref. 5218

SCHLEGEL, D.:
Bayerischer Zahnärztetag 1972
Bayerisches Zahnärzteblatt
11, 146 (1972)

SCHLEGEL, D.:
Grundlagenuntersuchung im Rahmen
der Implantologie
Referat 8. Regionaltagung D.G.Z.J.
Hannover, Februar (1974)

v.SCHMARSOW, F.L., N. v.SCHMARSOW:
Die Versorgung von Lückengebissen der Kennedy Klasse II
unter Verwendung von einossalen Blattimplantaten
nach Kinkow
ZWR 80, 297 (1971)

SCHMID, F., W. FINGER und W. KÜPPER:
Untersuchungen zur Knochenbruchheilung
im elektrischen Feld
Dtsch. zahnärztli. Z. 31, 319 (1976)

SCHMIDT, A.:
Chemie der Kunststoffe
in K. Eichner: Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe
in ihrer Verarbeitung
Berliner Verlagsanstalt f.m.b.U., Berlin W 15 (1960)

SCHMIDT, H.J.:

Die Implantation des Sattelplantates
aus Stahl unter dem Zahnfleisch als
Brückenpfeiler
Dtsch. Stomatol. 5, 220 (1955)

SCHMUTZIGER, P., H. OBWEGESER:

Verhalten der Schleimhaut bei Implantaten
Schweiz. Monatsschr. Zahnheilkd. 68, 890 (1958)

SCHNEIDER, H.:

Die aseptische Implantation einer neuen
künstlichen Zahnwurzel
Z. Stomatol 35, 806 (1937)

SCHOLL, C.R.:

Implantation of a porcelain tooth
Dent. Cosmos 47, 157 (1905)

SCHROEDER, A.:

Die subperiostale Goldnetzimplantation
in einer Sitzung
Schweiz. Monatsschr. Zahnheilkd. 67, 23 (1957)

SCHRÖDER, K.:

Replantation und Transplantation
Korrespondenzblatt f. Zahnärzte
40, 271 (1911)

SCHRÖTER, M.

Persönliche Mitteilung (1978)

SCHULTE, W.:

Das Tübinger Sofort-Implantat
Quint. zahnärztl. Zit. 27 Ref. 5456 (1976)

SCHWIER, V.:

Osteosynthese mit Corticalisschrauben
Monatsschr. für Unfallheilkd.
60, 109 (1957)

SCHWINDLING, R.:

Subperiostale Implantation gegossener
Chrom-Kobalt-Molybdängerrüste
innerhalb 8 Stunden
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 18 (1958)

SCHWINDLING, R.:

Alloplastische Implantate in der Zahn-
ersatzkunde

Carl Hanser Verlag, München (1960)

SCHWINDLING, R.:

Subperiostales Front-Teilimplantat zur Befestigung
von totalem unteren Zahnersatz

Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 582 (1962)

SCHWINDLING, R.:

Kritische Betrachtungen über Stegprothesen

Dtsch. zahnärztl. Z. 3, 471 (1966)

STALLARD, R., A. EL GENEIDY and H.J. SKERMAN:

Current Research Findings on the Vitreous

Carbon Tooth Root Replacement System

Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 746 (1974)

STANITSKI, C.L., L. MOONEY:

Osseous attachment to vitreous carbons

J. Biomed. Res. Symposium

7, 97 (1973)

STEAGEMANN, G.:

Die Stiftverbolzung gelockerter Zähne

Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 12 (1957)

STEINBERG, M.E., A. BOSCH, A. SCHWAN and R. GLAZER:

Electrical potentials in stressed bone

Clin. Orthop. 61, 294 - 299 (1968)

STEINBERG, M.E., R. WERT, E. KOROSTOFF and J. BLACK:

Deformation potentials in whole bone

J. Sur. Res. 14, 254 (1973)

STEINER, A.E., S. SCHWINDINGER:

Die Versorgung des zahnlosen Patienten mit
implantatgelagertem Zahnersatz

Oral. Impl. 3, 17 (1975)

STILLINGS, D.:

Healing fractures electrically

Media Instrumentation 8, 258 (1974)

STROCK, A.E., M.S. STROCK:
Method of reinforcing pulpless anterior teeth
J. Oral. Surg. 1, 251 (1943)

STROCK, A.E.:
Experimental work on a methode for the
replacment of missing teeth by direct
implantation of a metal support into the alveolus
Am. J. Orthod, 25, 467 (1939)

STRUNZ, V. M. BUNTE, R. STELLMACH, U.M. GROSS,
K. KÜHL, H. BRÖMER und K. DEUTSCHER:
Bioaktive Glaskeramik als Implantatmaterial in der
Kieferchirurgie
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 287 (1977)

STÜRMER, K.M., H. KEHR, K. MILITZER, K. SCHMITTNEUERBURG
und H.G. SCHMITT
Elektromagnetische Stimulation infizierter Defektpseudarthrosen
im Rechts-Links-Versuch am Beagle.
Klin. Forum exp. klin. Forschung,
Springer, Berlin/Heidelberg/New-York 109 (1977)

STUHLER, T.H., O. MEFFERT, D. STRACHE und D. LÜTTERMANN
persönliche Mitteilung 1978

TÄGER, K.H.:
Anwendung elektrodynamischer Wechselfotentiale in
der operativen und konservativen Orthopädie
Munch.Med.Wochenschr. 117. 791 (1975)

TAYLOR, A.R.:
Endosseous Dental Implants
Butterworth und Co., London (1970)

TETSCH, P., F. PEPPMEIER:
Klinische und röntgenologische Untersuchungen über
verschiedene enossale Implantationsverfahren
Dtsch. zahnärztl. Z. 28, 895 (1973)

TETSCH, P.:
Experimentelle Untersuchungen zur primären
Stabilität von Extensionsimplantaten
ZWR 82, 665 (1973)

TETSCH, P., K. DÖRDELMANN:
Tierexperimentelle Untersuchungen mit enossal
verankerten Extensionsimplantaten
Oral. Impl. 3, 53 (1975)

TETSCH, P., K. DÖRDELMANN
Die Aufbereitung von Knochenproben mit Implan-
taten zur histologischen Untersuchung
Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 277 (1977)

TOBIN-WHITE, A.:
Implantation of acrylic teeth in the jaws
Dent. Juornal (Haag) 8, 15 (1958)

TOTO, P.D.; M.C. CHOUKAS and D.D. SANDERS:
Reaktion of bone and mucosa to implanted magnets
J. Dent. Res. 41, 1438 (1962)

TRAININ, B.:
The fixed - removable
Implant Bridge
J. Implant Dent. 3, 26 (1957)

TRAMONTE, St.:
L'Impianto Endosseo Razionale
Ed. Lusy, Mailand (1965)

TRAMONTE, St.:
A further report on intraosseous implants
with improved drive screws
J. Oral Impl. and Transpl. Surg 11, 35 (1965)

TRATTNER, G.G.:
The Two-Piece Heli-Coil
Endosseus Implant
in Cranin A.N. Oral Implantatologie
Charles C. Thomas Springfield (1970)

TRAUNER, R.:
Was können wir heute über die Methode
der Gerüstimplantation sagen
Dtsch. zahn - Mund- und Kieferheilkd. 26, 445 (1957)

TRAUNER, R.:

Körpereigen und Fremdkörperimplantation im
Gesicht und an den Kiefern
Med. Welt 22, 1051 (1959)

UHLIG, H.:

Diskussionsbeitrag zum Thema:
Körperfremde Implantate für prothetische Zwecke
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 451 (1955)

UHLIG, H.:

Über die Kaukraft
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 30 (1955)

UTECH, U.:

Erfolge und Mißerfolge bei zahnärztlichen
Implantationen
Quint. zahnärztl. Lit.
23, (11), 21 (1972)
23, (12), 33 (1972)
24, (1), 11 (1973)

UTZ, W.:

Histologische Untersuchungen an Implantatmodellen
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 207 (1974)

VISCIDO, A.J.:

The blade vent-endosseous implants
J. of the Columbia Dental Society 44, (4) (1969)

VOSS, H.:

Grundriss der normalen Histologie und
mikroskopischen Anatomie
VEB Georg Thieme - Leipzig (1963)

VOSS, R., D.E. GRENOBLE:

Statistical analysis of human responses to
vitreous carbon endosteal implants
J. Dent. Res. 53, 89 (1974)

WAGNER, H.:

Neue Osteosyntheseschrauben und ihre
Gewebeverträglichkeit
Verh. der Dtsch. orthopädischen Gesellschaft
(49. Kongress in Zürich 1961)
Beilageheft zur Z. Orthop. 96, 418 (1962)

WAGNER, H.:
Präsenile Osteosynthese
Thieme Verlag, Stuttgart (1965)

WARHAUG, J., H.A. ZANDER:
Implantation of acrylic roots in tooth sockets
Oral. Surg. 9, 46 (1959)

WEBER, S.P.:
The Unilateral Subperiosteal Implant
in: Cranin A.N. Oral Implantology
Charles C. Thomas Publishers (1970)
Springfield Illinois USA

WEBER, S.P.:
Implantat Registrierungsprogramm
Oral Impl. 2, 49 (1971)

WEIGERT, M., C. WERHAHN und M. MÜLLING:
Beschleunigung der knöchernen Heilung von
Osteotomien an Schafen durch elektrischen Strom
Z. Orthop. 110, 959 - 962 (1972)

WEIGERT, M., C. WERHAHN, J. MÜLLER und H. MELLEROWICZ:
Pieopotential an der intakten und osteotomierten Tibia
Arch. Orthop. Unfallchir. 79, 255 (1974)

WEINBERG, B.:
Subperiosteal Implantation of a
Vitallium Artificial Abutment
Dent. Dig. 40, 549 (1950)

WEISKOPF, J.:
Erfahrungen mit 65 subperiostalen Metallgerüst-Implantaten
Dtsch. zahnärztl. Z, 16, 1129 (1960)

WEIß, C.M., K.W.M. JUDY:
Intramucöse Gewebeanker - Die Lösung für
problematische Oberkieferprothesen
Oral. Impl. 2, 105 (1974)

WEIß, C.M., K.W.M. JUDY:
Verbesserte Technik der endodontischen
Stabilisatoren - biofunktionelle
Überlegungen
Oral. Impl. 3, 30 (1975)

WEIß, C.M., K.W.M. JUDY:
Intramucöse Implantate - lösen Probleme
bei Oberkieferprothesen
Quint. Zahnärztl. Lit. 1975 Ref. 5346

WERHAHN, C., M. WEIGERT:
Die Stimulierung der primären Knochen-
heilung durch elektrischen Gleichstrom
Z. Orthop. 112, 1226 - 1242 (1974)

WIENDL, H.J., STRIGL:
Klinische Erfahrungen zur ergänzenden Behandlung von
Pseudarthrosen mit elektromagnetischen Potentialen
Fortschr. Med. 96, 231 (1978)

WILLERT, H.G., A. SCHREIBER:
Unterschiedliche Reaktionen von Knochen
und Weichteillager auf autopolymerisierende
Kunststoffimplantate
Z. Orthop. 106, 231 (1969)

WILLIAMS, D.F.:
The properties and medical uses of material
Part. III: The reactions of tissues to materials
Biomed. Eng. 6, 152 (1971)

WILHELM, K., C. FELDMEIER und G. HAUER:
Die Behandlung von Navicularefrakturen und
Navicularepseudarthrosen mit elektrischen und mag-
netischen Potentialen
Munch. med. Wochenschr. 116. 2191 (1974)

WIRTZ, J.:
Die Transfixation von Stegpfählern im
Unterkiefer
Zahnärztl. Welt/Reform 79, 721 (1970)

WITTEBOL, P.:

Stimulation of non epiphyseal bone growth
Calc. Tissue Res. (Suppl.) 4. 122, 1970

WOLFF, J.:

Das Gesetz über die Transformation der Knochen
Hirschwald, Berlin (1892)

WOOD, R.D.:

Induction of pressure bone resorption in animals
using platinum - cobalt magnets
Med. Diss. (M.S.D) Indianapolis University, USA (1963)

WUNDERER, S.:

Das histologische Gewebsbild reizlos vertragener
Gerüstimplantate
Schweiz. Monatschr. Zahnheilkd. 72, 766 (1962)

YASUDA, I., K. NOGUCHI and T. SATA:

Dynamic and electric callus (abstract)
J. Bone Joint Surg. 37 A, 1292 - 1293 (1955)

YOUNGER:

Implantation of teeth
(Arch. Dent. Nov. 1886)
Ref.: Dtsch. Monatschr. Zahnheilk.
v. 3. 114 (1887)

ZIETZMANN, O.:

Schädel der Fleischfresser
In: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere
hrsg. von R. Nickel, A. Schummer und
E. Seiferle, Parey Verlag, Berlin (1960)

ZIMMER, H.:

Tierexperimentelle Untersuchungen über die Wirkung
elektrischer und magnetischer Wechselfelder auf das
Knochenwachstum und Regeneration
Med. Diss. München (1973)

ZNAMENSKY, N.N.:

Über das mechanische Anwachsen künstlicher
Zähne bei vollkommener Möglichkeit während
der Dauer des Anwachsungsprozesses harte Speisen
zu kauen
Dtsch. Monatschr. Zahnheilkd. 7, 306 (1891)

ZNAMENSKY, N.N.:

Implantation künstlicher Zähne

Dtsch. Monatschr. Zahnheilkd. 9, 87 (1891)

ZOLLINGER, H.U.:

Pathologische Anatomie (Bd. II)

Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1968)

